



**TUGAS AKHIR - TE 1415199**

**RANCANG BANGUN SISTEM RESTORASI GERAK SENDI  
SIKU DAN PERGELANGAN TANGAN MENGGUNAKAN  
*FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION***

Erwin Setiawan Widjaja  
NRP 2212100036

Dosen Pembimbing  
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

JURUSAN TEKNIK ELEKTRO  
Fakultas Teknologi Industri  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember  
Surabaya 2016



**FINAL PROJECT - TE 1415199**

**DESIGN OF RESTORATION SYSTEM FOR ELBOW  
JOINT AND WRIST JOINT USING FUNCTIONAL  
ELECTRICAL STIMULATION**

Erwin Setiawan Widjaja  
NRP 2212100036

Supervisor  
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

ELECTRICAL ENGINEERING DEPARTMENT  
Faculty of Industrial Technology  
Institute Technology of Sepuluh Nopember  
Surabaya 2016

**RANCANG BANGUN SISTEM RESTORASI GERAK  
SENDI SIKU DAN PERGELANGAN TANGAN  
MENGUNAKAN FUNCTIONAL ELECTRICAL  
STIMULATION**

**TUGAS AKHIR**

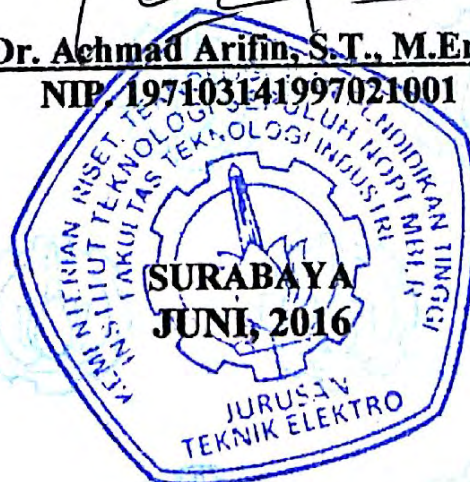
**Diajukan Guna Memenuhi Sebagian Persyaratan  
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik  
Pada**

**Bidang Studi Elektronika  
Jurusan Teknik Elektro  
Fakultas Teknologi Industri  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember**

**Menyetujui:**

**Dosen Pembimbing**

  
**Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.**  
**NIP. 197103141997021001**



# **RANCANG BANGUN SISTEM RESTORASI GERAK SENDI SIKU DAN PERGELANGAN TANGAN MENGUNAKAN *FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION***

**Nama** : Erwin Setiawan Widjaja  
**Pembimbing** : Dr. Achmad Arifin, S. T., M.Eng.

## **ABSTRAK**

Persendian anggota gerak atau fungsi motorik seorang pasien *pasca stroke* dan *spinal cord injury* (SCI) melalui penelitian yang dilakukan menggunakan EMG dan pengukuran secara mekanis, menunjukkan bahwa pergerakan persendian tersebut lebih kaku di bandingkan dengan persendian anggota gerak orang normal. Hal ini di akibatkan karena penyakit stroke yang menyerang otak seseorang, sehingga pergerakan persendian akan menjadi terbatas dalam jangka waktu tertentu. *Functional Electrical Stimulation* (FES) merupakan salah satu cara rehabilitasi pergerakan persendian tersebut. *Electrical stimulator* menghasilkan output berupa gelombang kotak dengan karakteristik lebar pulsa 200 $\mu$ S, frekuensi 20Hz dan amplitudo maksimal 100 V. Output hasil stimulus tersebut akan di tempelkan pada bagian tertentu dari otot tangan, yang akan menghasilkan pergerakan memutar atau menekuk ke arah tertentu pada pergelangan tangan atau sendi siku. Selanjutnya untuk mencapai pergerakan persendian yang stabil, maka digunakan kontroler PID *closed loop*. Berdasarkan hasil pengujian, nilai konstanta PID Kp, Ki dan Kd yang di sesuaikan untuk pergerakan sendi siku dan pergelangan tangan terhadap setiap subyek berhasil menghasilkan sebuah sistem kontrol tegangan *stimulator* dan nilai konstanta PID Kp, Ki dan Kd secara berurutan untuk *radial* 1.102, 0.158, 4.431, *dorsi* 1.705, 0.189, 8.1, *ulnar* 1.542, 0.3214, 5.785, *palmar* 1.787, 0.119, 7.15 dan *elbow* 1.25, 0.75, 3 dapat memberikan respon pergerakan yang baik terhadap 3 subyek

Kata kunci : *functional electrical stimulator*, *stroke*, *spinal cord injury*, kontroler PID

# DESIGN OF RESTORATION SYSTEM FOR ELBOW JOINT AND WRIST USING FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION

**Name : Erwin Setiawan Widjaja**

**Advisor : Dr. Achmad Arifin, S. T., M.Eng.**

## ***ABSTRACT***

*The joint of movement system or motoric system of human post-stroke and spinal cord injury (SCI) through research conducted using electromyography and mechanical measurements, showed that movement of joints is more rigid in comparison with the normal human limb joints. It is caused by stroke that attacks human brain, so the movement of the joints controlled by brain will be limited within a certain of time. There is one rehabilitation method using functional electrical stimulation (FES). This device will stimulate electric to muscle through skin, so the muscle will contract and cause a movement to joint. Electrical stimulator designed to produce an square wave output to drive the muscle, which the signal has 200 $\mu$ S pulse width, 20Hz and 100V as maximum voltage. Furthermore, to achieve a stable movement joints in certain part, closed loop PID control feedback is used. Error value of PID control movement is acquired from accelerometer and gyroscope sensor on the palm of the hand, forearm and upper arm. Based on test result, the alteration value of Kp Ki and Kd for elbow and wrist movement each subject successfully generate a voltage to control the system stimulator and Kp Ki and Kd value respectively radial 1.102, 0.158, 4.431, dorsi 1.705, 0.189, 8.1, ulnar 1.542, 0.3214, 5.785, palmar 1.787, 0.119, 7.15 and elbow 1.25, 0.75, 3 give a good respon for 3 subyek.*

*Keywords : functional electrical stimulator, stroke, spinal cord injury and PID control*

## DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN.....	i
ABSTRAK.....	iii
<i>ABSTRACT</i> .....	v
KATA PENGANTAR .....	vii
DAFTAR ISI.....	ix
DAFTAR GAMBAR .....	xiii
DAFTAR TABEL.....	xxi
BAB I .....	1
PENDAHULUAN .....	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Perumusan masalah .....	2
1.3 Tujuan dan Manfaat Penelitian .....	3
1.4 Batasan Masalah .....	3
1.5 Metodologi Penelitian.....	3
1.6 Sistematika Penulisan .....	4
1.7 Relevansi .....	5
BAB II.....	7
TEORI PENUNJANG .....	7
2.1 <i>Functional Electrical Stimulation</i> .....	7
2.2 <i>Muskulo Skeletal System</i> .....	7
2.3 Stimulus FES( <i>Functional Electrical Stimulation</i> ) .....	8
2.3.1 <i>Closed Loop Stimulus</i> .....	9
2.3.2 <i>Open Loop Stimulus</i> .....	10
2.4 Posisi Elektroda dan Sensor.....	11
2.5 Gerakan Sendi Siku dan Pergelangan Tangan .....	12
2.6 PID.....	13
2.7 Sensor <i>Accelerometer</i> dan <i>Gyroscope</i> .....	17
2.7.1 <i>Sensor Accelerometer</i> .....	17
2.7.2 <i>Sensor Gyroscope</i> .....	19
2.8 Boost Converter .....	20
2.9 <i>Digital Filter</i> .....	26
2.9.1 <i>Digital Butterworth Filter Orde 2</i> .....	26
2.9.2 <i>Kalman Filter</i> .....	28
BAB III .....	29
PERANCANGAN SISTEM .....	29
3.1 Diagram Blok Sistem.....	29
3.2 Perancangan Sistem .....	31
3.3 Perancangan <i>Hardware</i> .....	32

3.3.1 Perancangan Sistem Sensor pada Master, Slave1 dan Slave2 .....	32
3.3.2 Rangkaian Lengkap Modul <i>Master, Slave 1 dan Slave 2</i> .....	33
3.3.2.1 Rangkaian <i>Boost Converter</i> .....	34
3.3.2.2 Rangkaian <i>Pembangkit pulsa 200 <math>\mu</math>S, 20 Hz, 100V</i> .....	36
3.3.2.3 Rangkaian <i>Driver Channel</i> .....	37
3.3.2.4 Modul <i>Master pada Lengan Atas</i> .....	37
3.3.2.5 Modul <i>Slave 1 pada Lengan Bawah</i> .....	39
3.3.2.6 Modul <i>Slave 2 pada Punggung Tangan</i> .....	41
3.4 Perancangan <i>Software</i> .....	43
3.4.1 <i>Software</i> pada Mikrokontroler .....	43
3.4.1.1 <i>Akuisisi Data melalui sensor</i> .....	44
3.4.1.1.1 <i>Gyroscope</i> .....	44
3.4.1.1.2 <i>Accelerometer</i> .....	45
3.4.1.1.3 <i>Pemilihan Sumbu pada Sensor Accelerometer dan Gyroscope</i> .....	46
3.4.1.2 <i>Digital Filter Low Pass Filter 2<sup>nd</sup> order dan Kalman Filter</i> .....	47
3.4.1.3 <i>PID</i> .....	48
3.4.2 <i>Software</i> pada <i>User Interface</i> .....	49
BAB IV .....	53
PENGUJIAN dan ANALISIS .....	53
4.1 Pengujian <i>electrical stimulator</i> .....	53
4.1.1 Pengujian Rangkaian <i>Boost Converter</i> .....	53
4.1.2 Pengujian rangkaian pembangkit pulsa 200 $\mu$ S, 20 Hz, 100 V .....	57
4.1.3 Pengujian rangkaian <i>Driver Channel</i> .....	59
4.1.4 Pengujian <i>open loop</i> pada pergelangan tangan dan sendi siku .....	61
4.2 Pengujian Sensor .....	63
4.2.1 Pengujian sensor <i>accelerometer</i> dan <i>gyroscope</i> .....	63
4.2.2 Pengujian sudut lengan atas, lengan bawah dan pergelangan tangan menggunakan <i>butterworth LPF</i> .....	64
4.2.3 Perbandingan pengukuran tilt menggunakan <i>accelerometer, gyroscope</i> dan <i>kalman filter</i> .....	65
4.2.4 Pengujian pembacaan sensor pada pergerakan pergelangan tangan .....	67
4.2.5 Perbandingan hasil <i>output</i> PID dengan <i>output</i> yang diinginkan .....	69

4.3 Pengujian <i>stimulator</i> dengan <i>feedback PID</i> pada subyek normal	72
4.3.1 Pengujian <i>stimulator</i> dengan <i>feedback PID</i> pada subyek <i>normal</i> untuk pergerakan pergelangan tangan	73
4.3.2 Pengujian <i>stimulator</i> dengan <i>feedback PID</i> pada subyek <i>normal</i> untuk pergerakan <i>elbow joint</i>	82
4.3.3 Pengujian <i>stimulator</i> dengan mengganti konstanta <i>feedback PID</i> pada subyek <i>normal</i> untuk pergerakan <i>elbow joint</i> ...	86
4.3.4 Pengujian <i>stimulator</i> dengan konstanta <i>feedback PID</i> yang sesuai pada subyek <i>normal</i> untuk pergerakan pergelangan tangan	95
4.3.5 Pengujian <i>stimulator</i> dengan konstanta <i>feedback PID</i> yang sesuai pada subyek <i>normal</i> untuk pergerakan sendi siku	101
BAB V	105
5.1 Kesimpulan	105
5.2 Saran	106
DAFTAR PUSTAKA	107
LAMPIRAN A	109
LAMPIRAN B	113
LAMPIRAN C	117
LAMPIRAN D	127
LAMPIRAN E	129
LAMPIRAN F	131
LAMPIRAN G	135
BIODATA PENULIS	137



*# Halaman ini sengaja dikosongkan #*

## DAFTAR GAMBAR

<b>Gambar 1. 1</b>	Aplikasi FES untuk restorasi pergelangan tangan, pasien memegang bola dengan bantuan FES (www.baromedical.ca) [1]	2
<b>Gambar 2.1</b>	Sistem saraf dalam menggerakkan otot	8
<b>Gambar 2. 2</b>	Sinyal stimulus 100V, lebar pulsa 200 $\mu$ S dan frekuensi pulsa 20 Hz (Fauzan, 2015) [2]	9
<b>Gambar 2. 3</b>	Diagram blok dari sistem closed-loop FES	10
<b>Gambar 2. 4</b>	Diagram blok dari sistem open-loop FES	11
<b>Gambar 2. 5</b>	Peletakan elektroda pada lower limb (P. Taylor, G. Mann, C. Johnson, L. Malone, Upper Limb Electrical Stimulation Exercises) [3]	11
<b>Gambar 2. 6</b>	Karakteristik pergerakan tangan: (a) Relax; (b) Forearm rotation; (c) Wrist flexion; (d) Wrist extension; (e) Hand contraction and (f) Forearm flexion (A. Balbinot, A. S. Junior, G. W. Favieiro, Decoding Arm Movements by Myoelectric Signal and Artificial Neural Networks) [4]	12
<b>Gambar 2. 7</b>	Arah pergerakan pergelangan tangan (www.thesandtrap.com.com) [5]	13
<b>Gambar 2. 8</b>	Arah pergerakan sendi siku (www.johnthebodyman.com) [6]	13
<b>Gambar 2. 9</b>	Diagram Blok Kontrol PID (www.wikipedia.com) [7]	14
<b>Gambar 2. 10</b>	Contoh respon suatu sisitem untuk penentuan time constant	15
<b>Gambar 2. 11</b>	Contoh respon pergerakan sudut terhadap arus yang digunakan untuk penentuan	16
<b>Gambar 2. 12</b>	Contoh respon pergerakan sudut terhadap input berupa unit step response sebesar 45 V, dengan pergerakan sudut yang terjadi untuk mendapatkan nilai latency	16
<b>Gambar 2. 13</b>	Modul GY-61 (Accelerometer) (www.eshinede.com) [8]	18
<b>Gambar 2. 14</b>	Perhitungan sudut <i>tilt</i> menggunakan 1 sumbu (Fauzan, 2015) [2]	18
<b>Gambar 2. 15</b>	Respon accelerometer pada sumbu Z, gambar kiri : tegangan keluaran $V_{outz}$ dan kanan : nilai akselerasi $A_z$ dalam satuan g. (Fauzan, 2015) [2]	18

<b>Gambar 2. 16</b>	Output dari Accelerometer menggunakan 2 Axis (Z dan X), gambar kiri atas : pembacaan ADC value dan gambar bawah kiri : perubahan ADC value ke dalam satuan g (Fauzan, 2015) [2].....	19
<b>Gambar 2. 17</b>	Modul GY-35 (Gyroscope) (www.eshinede.com) [8]....	20
<b>Gambar 2. 18</b>	Orientasi putaran gyroscope.....	20
<b>Gambar 2. 19</b>	Rangkaian non-isolated boost converter (Fauzan, 2015) [2].....	21
<b>Gambar 2. 20</b>	Tegangan pada induktor dan arus pada kapasitor (Fauzan, 2015) [2].....	21
<b>Gambar 2. 21</b>	Ripple arus induktor (Fauzan, 2015) [2].....	23
<b>Gambar 2. 22</b>	<i>Ripple</i> tegangan kapasitor (Fauzan, 2015) [2].....	24
<b>Gambar 2. 23</b>	Realisasi saklar menggunakan transistor dan dioda (Fauzan, 2015) [2].....	25
<b>Gambar 2. 24</b>	Diagram alir disain digital butterworth filter.....	26
<b>Gambar 2. 25</b>	Struktur Kalman Filter.....	28
<b>Gambar 3. 1</b>	Diagram blok sistem secara keseluruhan.....	30
<b>Gambar 3. 2</b>	Diagram blok sistem closed-loop PID FES.....	30
<b>Gambar 3. 3</b>	Peletakan Master, Slave1, Slave2 dan Channel elektroda.....	31
<b>Gambar 3. 4</b>	Posisi otot <i>flexor carpi ulnaris</i> , <i>flexor carpi radialis</i> , .....	32
<b>Gambar 3. 5</b>	Peletakan sensor pada tangan subyek.....	33
<b>Gambar 3. 6</b>	Rangkaian Boost Converter.....	35
<b>Gambar 3. 7</b>	Rangkaian feedback Boost Converter .....	36
<b>Gambar 3. 8</b>	Rangkaian pembangkit pulsa 200 $\mu$ S, 20 Hz, 100V .....	36
<b>Gambar 3. 9</b>	Rangkaian driver channel .....	37
<b>Gambar 3. 10</b>	Rangkaian modul Master.....	39
<b>Gambar 3. 11</b>	Rangkaian modul Slave 1 .....	41
<b>Gambar 3. 12</b>	Rangkaian modul Slave 2 .....	42
<b>Gambar 3. 13</b>	Vektor akselerasi statik ADXL335.....	45
<b>Gambar 3. 14</b>	Kombinasi sumbu Accelerometer (X dan Z) dan sumbu Gyroscope X.....	46
<b>Gambar 3. 15</b>	Tampilan closed loop pada Delphi7 .....	49
<b>Gambar 3. 16</b>	Tampilan input nama subyek, input konstanta Kp Ki dan Kd dan calculator untuk perhitungan konstanta feedback PID. ....	50
<b>Gambar 3. 17</b>	Tampilan Delphi7 untuk Open Loop .....	51
<b>Gambar 3. 18</b>	Target sudut pergelangan tangan.....	51

<b>Gambar 4. 1</b> Metode pengukuran frekuensi dan duty cycle .....	54
<b>Gambar 4. 2</b> Contoh hasil pembangkit sinyal PWM 20 KHz dengan duty cycle 42% .....	55
<b>Gambar 4. 3</b> Grafik perbandingan tegangan output boost rangkaian dengan boost yang diinginkan .....	56
<b>Gambar 4. 4</b> Perbandingan tegangan output boost converter dengan duty cycle yang digunakan .....	56
<b>Gambar 4. 5</b> Metode pengukuran tegangan pembangkit pulsa 200 $\mu$ S, 20 Hz, 100V .....	57
<b>Gambar 4. 6</b> Pulsa 200 $\mu$ S dan frekuensi 20 Hz, input PWM_PG .....	58
<b>Gambar 4. 7</b> Pulsa 200 $\mu$ S, frekuensi 20 Hz, tegangan 100V pada PG .....	59
<b>Gambar 4. 8</b> Metode pengujian driver channel .....	59
<b>Gambar 4. 9</b> Output pada SL3 ketika channel bernilai 0(0V) .....	60
<b>Gambar 4. 10</b> Output pada SL3 ketika channel bernilai 1(3,3V) .....	60
<b>Gambar 4. 11</b> Contoh penempatan elektroda pada otot ECR untuk menggerakan pergelangan secara radial pada subyek A. .....	62
<b>Gambar 4. 12</b> Respon accelerometer dan gyroscope dalam keadaan 0 <sup>0</sup> , hijau adalah Gyroscope dan Merah adalah Accelerometer .....	63
<b>Gambar 4. 13</b> Respon accelerometer dan gyroscope dalam keadaan bergerak, hijau adalah Gyroscope dan Hijau adalah Accelerometer .....	63
<b>Gambar 4. 14</b> Respon sensor accelerometer dan gyroscope (a) kondisi diam dan (b) kondisi bergerak .....	64
<b>Gambar 4. 15</b> Respon sensor accelerometer dan gyroscope dalam LPF (a) kondisi diam dan (b) kondisi bergerak .....	65
<b>Gambar 4. 16</b> (a) Respon sensor accelerometer,gyroscope dan kalman filter ketika kondisi 0 <sup>0</sup> , merah adalah accelerometer, hijau adalah gyroscope dan biru adalah kalman (b) Respon sensor accelerometer,gyroscope dan kalman filter ketika kondisi bergerak, merah adalah accelerometer, hijau adalah gyroscope dan biru adalah kalman .....	66
<b>Gambar 4. 17</b> Respon sensor (a)accelerometer sumbu X dan Z dan (b)accelerometer LPF sumbu X dan Z dengan pergerakan radial .....	67

<b>Gambar 4. 18</b>	Respon sensor (a)accelerometer sumbu X dan Z dan (b)accelerometer LPF sumbu X dan Z dengan pergerakan dorsi .....	68
<b>Gambar 4. 19</b>	Respon sensor (a)accelerometer sumbu X dan Z dan (b)accelerometer LPF sumbu X dan Z dengan pergerakan ulnar .....	68
<b>Gambar 4. 20</b>	Respon sensor (a)accelerometer sumbu X dan Z dan (b)accelerometer LPF sumbu X dan Z dengan pergerakan palmar .....	68
<b>Gambar 4. 21</b>	Respon output pergerakan radial PID terhadap target dorsi yang di inginkan dengan kondisi sensor diam, garis hijau tua adalah target dorsi, garis biru adalah tegangan yang dikeluarkan dan garis merah muda adalah kondisi sensor dorsi.....	69
<b>Gambar 4. 22</b>	Respon output pergerakan elbow joint PID terhadap target elbow joint yang di inginkan dengan kondisi sensor diam, garis merah adalah target elbow joint, garis biru yang pertama adalah kondisi sensor yang tetap pada 0 <sup>0</sup> dan garis biru yang kedua adalah tegangan yang dikeluarkan boost voltage.....	70
<b>Gambar 4. 23</b>	Respon output pergerakan dorsi PID terhadap target dorsi yang di inginkan dengan kondisi sensor bergerak, garis hijau adalah target dorsi, garis merah muda adalah kondisi sensor yang bergerak dan garis biru adalah tegangan yang dikeluarkan boost voltage.....	71
<b>Gambar 4. 24</b>	Instalasi perangkat master, slave 1 dan slave 2 pada lengan dan punggung tangan, dan arah pergerakan stimulus radial dan ulnar .....	72
<b>Gambar 4. 25</b>	Instalasi perangkat master, slave 1 dan slave 2 pada lengan dan punggung tangan, dan arah pergerakan stimulus flexion, dorsi dan palmar .....	73
<b>Gambar 4. 26</b>	Arah target pergelangan tangan yang harus dicapai .....	74
<b>Gambar 4. 27</b>	Hasil pembacaan sensor pergelangan tangan terhadap target pergelangan tangan dan tegangan output oleh subyek A.....	75
<b>Gambar 4. 28</b>	Hasil pembacaan sensor pergelangan tangan terhadap tegangan output oleh subyek A .....	76
<b>Gambar 4. 29</b>	Hasil pembacaan sensor pergelangan tangan dengan garis berwarna hijau (radial/ulnar) dan garis merah muda	

	(dorsi/palmar) terhadap tegangan output oleh subyek A .....	77
<b>Gambar 4. 30</b>	Hasil error dari target arah dengan sudut yang dibentuk oleh pergelangan terhadap output stimulator oleh subyek A .....	77
<b>Gambar 4. 31</b>	Hasil error radial (garis merah), ulnar (garis kuning), dorsi (garis hijau) dan palmar (garis biru) terhadap periode geraknya oleh subyek A .....	78
<b>Gambar 4. 32</b>	Hasil pembacaan sensor terhadap target pergelangan tangan dan tegangan stimulator oleh subyek D .....	79
<b>Gambar 4. 33</b>	Hasil pembacaan sensor terhadap target pergelangan tangan dan tegangan stimulator oleh subyek E .....	80
<b>Gambar 4. 34</b>	Hasil pembacaan sensor terhadap target pergelangan tangan dan tegangan stimulator oleh subyek F .....	81
<b>Gambar 4. 35</b>	Hasil pembacaan sensor terhadap tegangan output stimulator, target dan error oleh subyek A .....	83
<b>Gambar 4. 36</b>	Sudut elbow joint terhadap tegangan output stimulator, target dan error oleh subyek D .....	84
<b>Gambar 4. 37</b>	Sudut elbow joint terhadap tegangan output stimulator, target dan error oleh subyek G .....	85
<b>Gambar 4. 38</b>	Sudut elbow joint terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek A dengan nilai $K_p$ 0.25, $K_i$ 0.25 dan $K_d$ 8 .....	86
<b>Gambar 4. 39</b>	Sudut elbow joint terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek A dengan nilai $K_p$ 0.5, $K_i$ 0.25 dan $K_d$ 8 .....	87
<b>Gambar 4. 40</b>	Sudut elbow joint terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek A dengan nilai $K_p$ 0.75, $K_i$ 0.25 dan $K_d$ 8 .....	87
<b>Gambar 4. 41</b>	Sudut elbow joint terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek A dengan nilai $K_p$ 1, $K_i$ 0.25 dan $K_d$ 8 .....	88
<b>Gambar 4. 42</b>	Sudut elbow joint terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek A dengan nilai $K_p$ 1.25, $K_i$ 0.25 dan $K_d$ 8 .....	88
<b>Gambar 4. 43</b>	Sudut elbow joint terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek A dengan nilai $K_p$ 1.5, $K_i$ 0.25 dan $K_d$ 8 .....	89

<b>Gambar 4. 44</b>	Sudut elbow joint terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek A dengan nilai Kp 1.75, Ki 0.25 dan Kd 8 .....	89
<b>Gambar 4. 45</b>	Sudut elbow joint terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek A dengan nilai Kp 1.75, Ki 0.5 dan Kd 8 .....	90
<b>Gambar 4. 46</b>	Sudut elbow joint terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek A dengan nilai Kp 1.75, Ki 0.75 dan Kd 8 .....	90
<b>Gambar 4. 47</b>	Sudut elbow joint terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek A dengan nilai Kp 1.75, Ki 0.25 dan Kd 1 .....	91
<b>Gambar 4. 48</b>	Sudut elbow joint terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek A dengan nilai Kp 1.75, Ki 0.25 dan Kd 2 .....	91
<b>Gambar 4. 49</b>	Sudut elbow joint terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek A dengan nilai Kp 1.75, Ki 0.25 dan Kd 3 .....	92
<b>Gambar 4. 50</b>	Sudut elbow joint terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek A dengan nilai Kp 1.75, Ki 0.25 dan Kd 4 .....	92
<b>Gambar 4. 51</b>	Sudut elbow joint terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek A dengan nilai Kp 1.75, Ki 0.25 dan Kd 5 .....	93
<b>Gambar 4. 52</b>	Sudut elbow joint terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek A dengan nilai Kp 1.75, Ki 0.25 dan Kd 6 .....	93
<b>Gambar 4. 53</b>	Sudut elbow joint terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek A dengan nilai Kp 1.75, Ki 0.25 dan Kd 7 .....	94
<b>Gambar 4. 54</b>	Step Respon pergerakan sudut radial subyek A dan karakteristik gain dari subyek A.....	96
<b>Gambar 4. 55</b>	Step Respon pergerakan sudut dorsi subyek A dan karakteristik gain dari subyek A.....	97
<b>Gambar 4. 56</b>	Step Respon pergerakan sudut ulnar subyek A dan karakteristik gain dari subyek A.....	97
<b>Gambar 4. 57</b>	Step Respon pergerakan sudut palmar subyek A dan karakteristik gain dari subyek A.....	98

<b>Gambar 4. 58</b>	Hasil pembacaan sensor pergelangan tangan terhadap target pergelangan tangan, tegangan output dan error oleh subyek A dengan konstanta sesuai tabel 4.11 .....	99
<b>Gambar 4. 59</b>	Error pergerakan radial terhadap subyek A dengan konstanta sesuai tabel 4.11.....	100
<b>Gambar 4. 60</b>	Error pergerakan dorsi terhadap subyek A dengan konstanta sesuai tabel 4.11.....	100
<b>Gambar 4. 61</b>	Error pergerakan ulnar terhadap subyek A dengan konstanta sesuai tabel 4.11.....	100
<b>Gambar 4. 62</b>	Error pergerakan palmar terhadap subyek A dengan konstanta sesuai tabel 4.11.....	101
<b>Gambar 4. 63</b>	Step Respon pergerakan sudut sendi siku subyek A dan karakteristik gain dari subyek A .....	102
<b>Gambar 4. 64</b>	Hasil pembacaan sensor sendi siku terhadap target sendi siku, tegangan output dan error oleh subyek A dengan konstanta sesuai tabel 4.11.....	103



*# Halaman ini sengaja dikosongkan #*

## DAFTAR TABEL

<b>Tabel 4. 1</b>	Perbandingan tegangan <i>output</i> terhadap frekuensi dan <i>duty cycle</i> .....	55
<b>Tabel 4. 2</b>	Tabel perbandingan kondisi Channel, IC4069D dan <i>Output</i> SL3.....	60
<b>Tabel 4. 3</b>	Hasil pengukuran tegangan minimum dan tegangan maksimum <i>elbow joint</i> pada subyek.....	61
<b>Tabel 4. 4</b>	Hasil pengukuran tegangan minimum dan tegangan maksimum <i>palmar</i> pada subyek.....	61
<b>Tabel 4. 5</b>	Hasil pengukuran tegangan minimum dan tegangan maksimum <i>radial</i> pada subyek.....	61
<b>Tabel 4. 6</b>	Hasil pengukuran tegangan minimum dan tegangan maksimum <i>dorsi</i> pada subyek.....	62
<b>Tabel 4. 7</b>	Hasil pengukuran tegangan minimum dan tegangan maksimum <i>ulnar</i> pada subyek.....	62
<b>Tabel 4. 8</b>	Penggunaan konstanta <i>feedback</i> PID pergelangan tangan	74
<b>Tabel 4. 9</b>	Penggunaan konstanta <i>feedback</i> PID pergelangan tangan untuk percobaan kedua .....	78
<b>Tabel 4. 10</b>	Nilai <i>time constant</i> , <i>latency</i> dan <i>gain</i> pergelangan tangan subyek A .....	98
<b>Tabel 4. 11</b>	Penggunaan konstanta <i>feedback</i> PID pergelangan tangan untuk subyek A .....	98
<b>Tabel 4. 12</b>	Nilai <i>time constant</i> , <i>latency</i> dan <i>gain</i> sendi siku subyek A	101
<b>Tabel 4. 13</b>	Penggunaan konstanta <i>feedback</i> PID pergelangan tangan untuk subyek A .....	102

# **BAB I**

## **PENDAHULUAN**

### **1.1 Latar Belakang**

Persendian anggota gerak atau fungsi motorik seorang pasien pasca *stroke* dan *spinal cord injury* (SCI) melalui penelitian yang dilakukan menggunakan EMG dan pengukuran secara mekanis, menunjukkan bahwa pergerakan persendian tersebut lebih kaku di bandingkan dengan persendian anggota gerak orang normal. Hal ini di akibatkan karena penyakit *stroke* yang menyerang saraf seseorang, sehingga pergerakan persendian akan menjadi terbatas dalam jangka waktu tertentu. Oleh karena hal tersebut, persendian yang jarang di gerakkan akan menyebabkan melemahnya sistem saraf dan otot untuk melakukan pergerakan pada persendian. Selain itu, bila proses rehabilitasi persendian tidak segera di lakukan dan di tangani secara intensif akan mengakibatkan kelumpuhan permanen pada pasien. Salah satu cara rehabilitasi pergerakan persendian tersebut adalah menggunakan *Functional Electrical Stimulation* (FES). Alat tersebut akan memberikan stimulus elektrik kepada otot melalui kulit, sehingga akan menimbulkan kontraksi otot dan menggerakkan persendian tersebut.

Salah satu anggota gerak badan yang berkurang secara signifikan akibat *stroke* adalah pergerakan pergelangan tangan seperti memutar, mengayun dan pergerakan persendian jari tangan. Pergerakan pergelangan tersebut dapat di *restorasi* dengan melatih tangan kembali untuk mengayun, memutar dan menggerakkan persendian jari tangan secara terus menerus. Pergerakan tersebut dapat di latih dengan menggunakan FES sebagai *stimulator*, di mana FES ini sendiri telah terbukti dapat memperbaiki performa dari pergerakan persendian pada terapi pasien pasca *stroke*.

Selain itu juga perlu di perhatikan beberapa hal dalam menggunakan FES agar mendapatkan hasil yang maksimal. Salah satunya adalah penempatan dari elektroda pada tangan pasien, jika penempatan dari FES ini sendiri tidak tepat maka proses rehabilitasi akan terhambat. Bentuk karakteristik tangan seseorang pun juga perlu di perhatikan, seperti pasien yang berumur 10 tahun dan 70 tahun pasti memiliki bentuk tangan yang berbeda.



**Gambar 1. 1** Aplikasi FES untuk restorasi pergelangan tangan, pasien memegang bola dengan bantuan FES ([www.baromedical.ca](http://www.baromedical.ca)) [1]

Pada penelitian ini dikembangkan perangkat FES yang mampu merehabilitasi pergelangan tangan pasien dengan tingkat efisiensi yang tinggi. Perangkat ini akan memiliki bentuk yang *simple* dan mudah di gunakan bagi pasien. Untuk mendapatkan hasil output dari perangkat, rangkaian *boost converter* dan *pulse generator* dirancang sedemikian rupa agar menghasilkan sinyal stimulasi yang sesuai. Dimana kekuatan output dari sinyal tersebut dapat diatur agar hasil yang sesuai dapat tercapai.

## 1.2 Perumusan masalah

Permasalahan yang timbul dalam realisasi perangkat FES untuk merehabilitasi pergelangan tangan adalah sebagai berikut :

1. Bagaimana menentukan peletakan elektroda yang tepat pada lengan agar sinyal stimulus dapat memberikan hasil yang tepat
2. Bagaimana merancang rangkaian FES yang mudah digunakan dan ringkas untuk pengguna.
3. Bagaimana proses akuisisi data dari perangkat dengan sedikit gangguan dan secara *real time*.
4. Penentuan parameter-parameter pada instrumentasi biomedik maupun pada pemrosesan sinyal agar dapat menghasilkan sinyal stimulus yang outputnya konsisten.

### **1.3 Tujuan dan Manfaat Penelitian**

Dengan adanya perangkat FES yang merehabilitasi pergelangan tangan pasca stroke dan *Spinal Cord Injury* diharapkan dapat memberikan wawasan bagi masyarakat yang masih belum mengetahui rehabilitasi menggunakan alat tersebut. Dimana alat ini yang masih jarang digunakan oleh rumah sakit untuk merehabilitasi pasien yang mengalami kekakuan pada persendian atau anggota gerak tubuh lainnya akibat *pasca stroke* dan *Spinal Cord Injury*.

Selain itu dengan adanya alat ini, diharapkan dapat digunakan untuk membantu dalam rehabilitasi pasien pasca stroke dan *Spinal Cord Injury* yang di khusukan pada pergelangan tangan. Dimana selanjutnya pengembangan-pengembangan yang lebih lanjut untuk alat ini dapat di tambahkan, seperti memberikan stimulus yang lebih kompleks agar terbentuk pergerakan tangan yang berbeda dengan harapan dapat memberikan efisiensi alat yang lebih baik.berikutnya adalah di dapatkan pula parameter-parameter yang tepat pada rangkaian instrumentasi agar mendapatkan hasil stimulus yang di harapkan dan yang terakhir adalah ikut berperan dalam pengembangan ilmu pengetahuan khususnya dalam bidang *Functional Electrical Stimulation*.

### **1.4 Batasan Masalah**

Batasan masalah dari tugas akhir ini adalah sebagai berikut :

1. Pergerakan yang di hasilkan dari FES hanya sebatas gerakan ringan seperti gerakan memutar pergelangan tangan atau menekukkan pergelangan tangan.
2. Subyek yang akan diberi stimulus FES adalah manusia dewasa normal dengan umur 19 hingga 22 tahun.
3. Pada saat pemberian stimulus, subyek akan berada dalam kondisi duduk relax dan kondisi tangan searah gaya gravitasi bumi.
4. Jika stimulus dari FES yang di berikan memberikan efek pada pergelangan subyek, maka subyek tidak di perkenankan untuk melawan gerakan tersebut.

### **1.5 Metodologi Penelitian**

Dalam penyelesaian tugas akhir ini digunakan metodologi penelitian sebagai berikut :

1. Studi literatur

Pada tahap ini dilakukan pengumpulan dasar teori yang menunjang dalam penulisan tugas akhir. Dasar teori ini dapat diambil dari buku-buku, jurnal, proceeding, dan artikel-artikel di internet.

2. Perancangan sistem

Setelah mempelajari literatur yang ada, selanjutnya akan dilakukan perancangan sistem. Sistem yang akan dirancang meliputi instrumentasi penghasil stimulus sinyal.

3. Pengujian sistem

Pengujian sistem dilakukan dalam beberapa tahap, yaitu:

- Pengujian instrumentasi sistem stimulator FES
- Pengujian instrumentasi FES pada subyek

4. Penulisan laporan Tugas Akhir

Tahap penulisan laporan Tugas Akhir dilakukan pada saat tahap pengujian sistem dimulai serta setelahnya.

### **1.6 Sistematika Penulisan**

Laporan tugas akhir ini terdiri dari lima bab dengan sistematika penulisan sebagai berikut :

a. Bab 1 : Pendahuluan

Bab ini meliputi latar belakang, perumusan masalah, tujuan penelitian, batasan masalah, metodologi, sistematika penulisan, dan relevansi.

b. Bab 2 : Dasar Teori

Bab ini menjelaskan tentang dasar-dasar teori yang dibutuhkan dalam pengerjaan tugas akhir ini, yang meliputi teori dasar FES dan pembangkit stimulus.

c. Bab 3: Perancangan Alat

Bab ini menjelaskan tentang perencanaan sistem alat untuk merealisasikan hasil output FES yang sesuai.

d. Bab 4 : Pengujian Alat

Bab ini menjelaskan tentang hasil yang didapat dari tiap blok sistem dan subsistem serta hasil evaluasi sistem tersebut.

e. Bab 5 : Penutup

Bab ini menjelaskan tentang kesimpulan meliputi kekurangan-kekurangan pada kerja alat dari hasil analisa serta saran untuk pengembangan ke depan.

### **1.7 Relevansi**

Hasil dari tugas akhir ini diharapkan dapat memberikan manfaat sebagai berikut:

1. Memberikan wawasan bagi masyarakat tentang FES sebagai alat bantu rehabilitasi pergelangan tangan *pasca stroke* dan *spinal cord injury*.
2. Mempermudah penelitian mengenai relasi antara FES dengan pergelangan tangan yang mengalami gangguan motorik.
3. Mendukung penelitian-penelitian selanjutnya yang berkaitan dengan FES dan dunia biomedik.

*# Halaman ini sengaja dikosongkan #*



## **BAB II**

### **TEORI PENUNJANG**

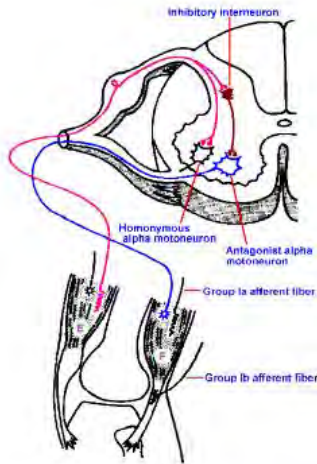
#### **2.1 Functional Electrical Stimulation**

*Functional Electrical Stimulation* atau yang sering di singkat sebagai FES merupakan sebuah metode yang menggunakan rangkaian stimulus elektrik untuk mengaktifkan saraf-saraf kaku sebagai akibat dari *Spinal Cord Injury*, *Head Injury*, *Stroke*, dan berbagai macam kelainan saraf. FES ini sendiri secara khusus digunakan untuk merehabilitasi atau *me-restorasi* manusia yang mengalami disabilitas dan sering kali FES ini sendiri di hubungan dengan *neuromuscular electrical stimulation*.

Prinsip kerja dari FES adalah mengaktifkan sel saraf menggunakan stimulus buatan melalui eksternal tubuh sebagai pengganti kinerja otak. Pada saat pemberian stimulus tersebut pada saraf, akan terjadi peristiwa depolarisasi dari *neural cell membrane* dan akan memicu *action potential*. Sehingga karena terjadinya peristiwa tersebut maka pergerakan saraf otot secara tidak sadar akan terjadi. Tetapi di samping hal tersebut, ada beberapa hal yang harus di perhatikan dalam menggunakan stimulus FES seperti amplitudo yang terlalu besar dapat mengakibatkan terbakarnya kulit, terlalu berlebihnya stimulus yang di berikan pada neuron ataupun timbulnya racun pada saraf akibat stimulus FES.

#### **2.2 Muskulo Skeletal System**

Merupakan sebuah sistem organ yang memberikan kemampuan bagi manusia untuk bergerak menggunakan otot dan sistem tulang. Dimana otot dan sistem tulang tersebut akan memberikan bentuk, penyangga, menstabilkan dan memberikan gerakan dari tubuh. Gerakan dari manusia ini sendiri terjadi oleh karena adanya kontraksi otot yang melekat pada tulang, kontraksi tersebut di hasilkan oleh adanya sinyal yang dikirim oleh otak melalui sistem saraf melalui *motor neuron*. Setiap *motor neuron* dan serabut membentuk sebuah *motor unit*. Setiap otot terdiri dari beberapa motor unit dengan tipe serabut otot yang berbeda. Setiap *motor neuron* berfungsi menerima sinyal pulsa tunggal yang menghasilkan kontraksi pada *motor unit* tunggal. Sehingga, untuk menghasilkan kontraksi pada semua *motor unit* dibutuhkan sederet pulsa yang dikirim dari otak (Cheryl dan Milos, 2008).



**Gambar 2.1** Sistem saraf dalam menggerakkan otot

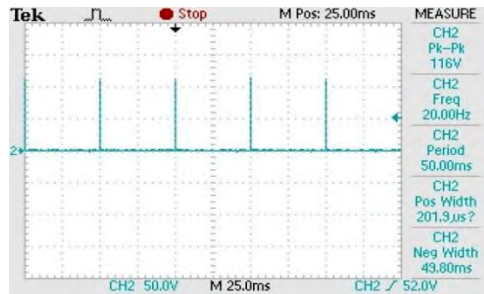
### 2.3 Stimulus FES(*Functional Electrical Stimulation*)

Stimulus untuk FES ini terdapat beberapa macam, seperti *monophasic*, *biphasic*, *chopped*, *triphasic* dan *asymmetric* dengan berbagai macam parameternya yaitu *pulse amplitude*, *pulse width*, *interphase gap* dan *pulse rate* (Shepherd & Javel, Hear. Res. 1999). Tetapi semua bentuk stimulus tersebut memiliki kekurangannya masing-masing seperti kekurangan pada sinyal *monophasic* adalah ketika di gunakan pada jangka waktu lama elektroda dan jaringan sel akan mudah terganggu.

Untuk memberikan stimulus pada saraf, di perlukan beberapa karakteristik seperti berikut :

- Durasi pulsa lebih kecil dari 50uS hingga 1mSec.
- Memiliki frekuensi 20 – 30 Hz.
- Bentuk sinyal berbentuk *monophasic* atau *biphasic*.
- Tegangan yang di anjurkan antara 0 – 100 V dc.
- Arus yang di anjurkan antara 0 – 120 mA

Bentuk karakteristik yang di atas merupakan bentuk karakteristik umum dalam FES, tetapi karakteristik tersebut dapat di ubah tergantung oleh impedansi kulit dari pasien, di mana impedansi kulit manusia memiliki berkisar antara 1 K $\Omega$  – 10 k $\Omega$ . Di lain pihak, *duty cycle* dari

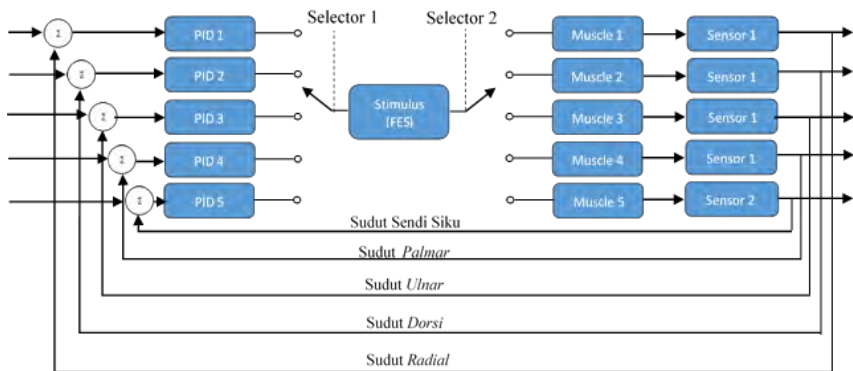


**Gambar 2. 2** Sinyal stimulus 100V, lebar pulsa 200  $\mu$ S dan frekuensi pulsa 20 Hz (Fauzan, 2015) [2]

sinyal stimulus tersebut juga harus di perhatikan. Jika sinyal tersebut memiliki frekuensi yang tinggi dengan *duty cycle* yang tinggi pula, maka kelelahan otot (*muscle fatigue*) akan lebih cepat tercapai. Hal ini di karenakan ketika *duty cycle* yang tinggi memberikan waktu *rest* yang pendek untuk otot, begitu pula jika frekuensi yang terlalu tinggi di berikan terlalu tinggi . Tetapi jika input yang di berikan terlalu rendah, maka hasil pergerakan otot tidak akan terlalu besar. Sehingga menurut penelitian, frekuensi yang baik adalah 20 Hz – 30 Hz (Eom dkk, 1999). Sedangkan untuk kekuatan arus yang di perlukan adalah arus yang konstan, jika kekuatan arus tersebut dirubah semakin besar maka kekuatan gaya otot yang di hasilkan juga akan semakin besar pula. Untuk penelitian ini digunakan sinyal dengan tegangan maksimum 100V dengan lebar pulsa 200  $\mu$ S dan frekuensi pulsa 20 Hz seperti pada gambar 2.2.

### 2.3.1 Closed Loop Stimulus

Penggunaan dari sistim *Closed Loop Feedback* ini sendiri merupakan hasil dari penelitian-penelitian terdahulu mengenai FES. Dimana pada awal penggunaan FES, sistim *feedback* yang digunakan adalah *Open Loop* yang tidak memberikan pengaruh secara langsung kepada sistim. Sehingga dengan menggunakan sistim *Closed Loop Feedback*, perubahan dari output dapat langsung `digunakan untuk pengukuran *error* secara lebih lanjut dan dapat menentukan proses selanjutnya agar di dapatkan output yang di inginkan.



**Gambar 2. 3** Diagram blok dari sistem closed-loop FES

Salah satu kelebihan dari sistem ini adalah kehandalannya untuk menghasilkan output yang di kehendaki dengan memperhitungkan *error* atau perbedaan nilai dari input dengan output. Bila dalam kasus ini adalah perbedaan derajat yang di hasilkan anantara output dengan inputnya. Dengan adanya perhitungan *error* tersebut keluaran dari stimulus dapat diperhitungkan, jika *error* yang di hasilkan terlalu tinggi maka stimulus akan memberikan penguatan yang sesuai dengan besaran *error* tersebut dan jika terjadi kelemahan otot atau *muscle fatigue* input akan menyesuaikan stimulus yang akan di berikan.

### 2.3.2 Open Loop Stimulus

*Open loop system* merupakan sebuah sistem yang tidak menggunakan *feedback* dari hasil output sebelumnya. Sehingga *Open loop system* hanya akan memberikan output sesuai dengan data *input* yang diberikan oleh pengguna dan tidak di pengaruhi oleh output setelah di berikan stimulus pada otot. *Open loop system* ini pada prakteknya di gunakan untuk pengambilan data lebih lanjut sebagai nilai konstanta dari pengaturan yang lebih lanjut, dalam konteks ini adalah *closed loop system* yang berdasarkan *feedback PID control*. Nilai tersebut akan digunakan sebagai konstanta  $K_p$ ,  $K_i$  dan  $K_d$  yang mengatur nilai *feedback* output dari *closed loop system PID*.

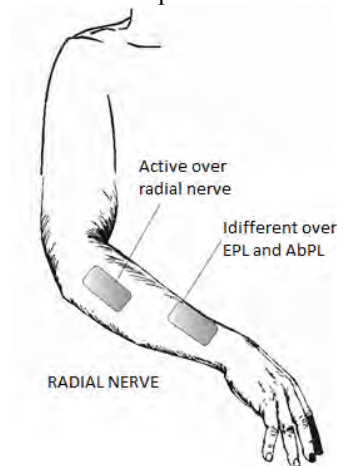


**Gambar 2. 4** Diagram blok dari sistem open-loop FES

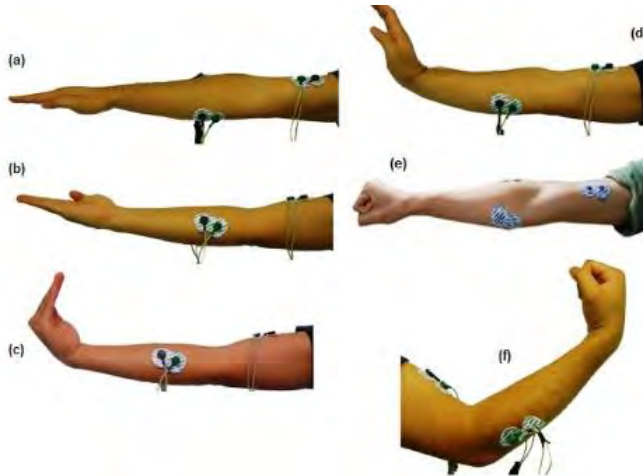
## 2.4 Posisi Elektroda dan Sensor

Peletakkan elektroda pada bagian lengan tangan bagian bawah seperti pada Gambar 3, merupakan peletakkan 2 elektroda untuk menggerakkan jari dan pergelangan tangan. Dimana letak elektroda pertama ada pada bagian *flexor digitorum profundus* dan yang kedua terletak pada bagian *extensor*. Pada pemasangannya sendiri, perlu di perhatikan bahwa elektroda harus menghindari pada area-area tertentu yang tidak di perkenankan teraliri oleh listrik.

Untuk peletakan elektroda, di tentukan juga oleh pergerakan yang ingin di dihasilkan dari letaknya. Dimana setiap peletakan yang berbeda dari elektroda akan memberikan hasil pergerakan yang berbeda. Untuk macam-macam pergerakan tangan yang dapat di dihasilkan, terdapat Gambar 4 yang memberikan berbagai macam gerakan yang dapat di dihasilkan terhadap macam-macam peletakan elektroda.



**Gambar 2. 5** Peletakan elektroda pada lower limb (P. Taylor, G. Mann, C. Johnson, L. Malone, Upper Limb Electrical Stimulation Exercises) [3]

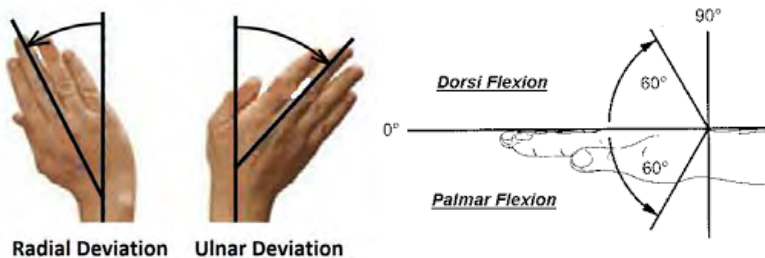


**Gambar 2. 6** Karakteristik pergerakan tangan: (a) Relax; (b) Forearm rotation; (c) Wrist flexion; (d) Wrist extension; (e) Hand contraction and (f) Forearm flexion (A. Balbinot, A. S. Junior, G. W. Favieiro, Decoding Arm Movements by Myoelectric Signal and Artificial Neural Networks) [4]

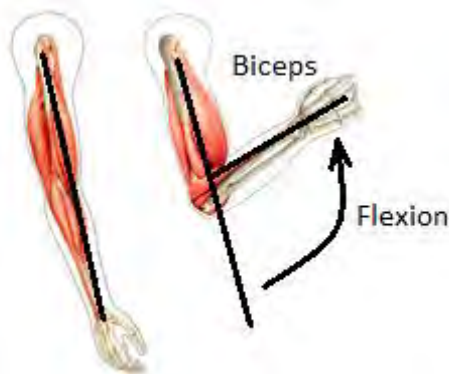
Setelah itu peletakan dari sensor juga menentukan. Peletakan sensor ini terbagi menjadi 3 bagian, yaitu pada lengan atas, lengan bawah dan jari tangan. Sehingga akan di dapatkan perbedaan derajat antara sensor yang satu dengan yang lain.

## 2.5 Gerakan Sendi Siku dan Pergelangan Tangan

Dalam penelitian ini, terdapat 5 macam gerakan yang akan di hasilkan, yaitu gerakan *flexion* dari *elbow*, gerakan *radial* dari pergelangan tangan, *dorsi* dari pergelangan tangan, *ulnar* dari pergelangan tangan dan *palmar* dari pergelangan tangan. Untuk setiap pergerakan tersebut, terdapat otot-otot yang bertanggung jawab, yaitu untuk pergerakan *flexion* dari elbow menggunakan otot *biceps*, untuk pergerakan *radial* pergelangan tangan menggunakan otot *extensor carpi radialis bravis (ECR)*, untuk pergerakan *dorsi* pergelangan tangan menggunakan otot *extensor carpi ulnaris (ECU)*, untuk pergerakan *ulnar* pergelangan tangan menggunakan otot *flexor carpi ulnaris (FCU)* dan untuk pergerakan *palmar* pergelangan tangan menggunakan otot *flexor carpi radialis (FCR)*.



**Gambar 2. 7** Arah pergerakan pergelangan tangan ([www.thesandtrap.com.com](http://www.thesandtrap.com.com)) [5]

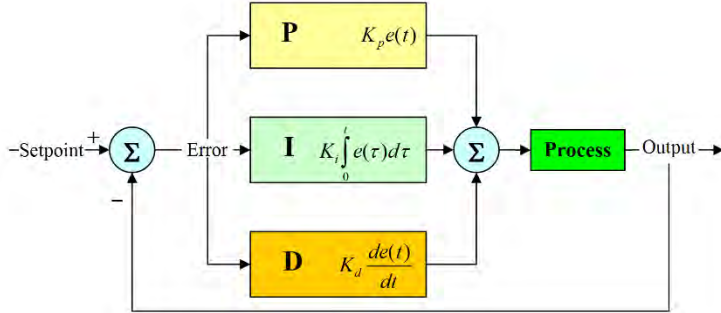


**Gambar 2. 8** Arah pergerakan sendi siku ([www.johnthebodyman.com](http://www.johnthebodyman.com)) [6]

Dari gambar 2.6 dan gambar 2.7, terlihat arah pergerakan dari setiap sendi terhadap otot yang di stimulus. Pergerakan tersebut dapat dihasilkan ketika diberinya stimulus pada otot-otot yang mempengaruhi, dengan posisi elektroda positif pada ujung otot yang tidak mendekati jantung dan elektroda negatif pada ujung otot yang mendekati jantung.

## 2.6 PID

Kontrol PID (*Proportional-Integral-Derivative*), merupakan kontroler mekanisme dengan *feedback* dari output sekarang untuk input berikutnya. Kontroler ini secara kontinyu menghitung nilai *error* sebagai beda antara nilai *setpoint* yang digunakan dengan hasil output yang



**Gambar 2. 9** Diagram Blok Kontrol PID ([www.wikipedia.com](http://www.wikipedia.com)) [7]

dihasilkan. Sehingga dengan adanya proses *feedback* ini, didapatkan minimalisasi kesalahan hasil output terhadap waktu proses yang terjadi. P merupakan *Proportional*, yang bertanggung jawab terhadap nilai kesalahan saat ini, I merupakan *Integral* yang bertanggung jawab terhadap nilai kesalahan sebelumnya, dan D merupakan *Derivative* yang bertanggung jawab terhadap nilai kesalahan yang akan datang. Bentuk persamaan dari *feedback* PID ini di tunjukan pada persamaan 2.1. Dimana nilai  $K_p$ ,  $K_i$  dan  $K_d$  merupakan variabel proses yang dapat di rubah sesuai dengan kebutuhan proses. Dengan mengganti ketiga variabel tersebut, dapat mempengaruhi respon terhadap kesalahan, *overshoot* dari *setpoint*, dan derajat osilasi dari sistem.

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(\tau) d\tau + K_d \frac{de(t)}{dt} \quad (2.1)$$

Perhitungan *feedback* PID, memerlukan nilai  $K_p$ ,  $K_i$  dan  $K_d$  dari karakteristik stimulus *open loop* lalu di karakterisasi untuk mendapatkan nilai tersebut. Dimana nilai konstanta tersebut akan berbeda-beda untuk setiap subjek yang akan di amati. Tetapi untuk penelitian pergerakan pergelangan tangan, digunakan nilai konstanta yang di tetapkan melalui penelitian yang sebelumnya. Sedangkan untuk penelitian pergerakan sendi siku digunakan nilai konstanta yang dapat dirubah secara manual.

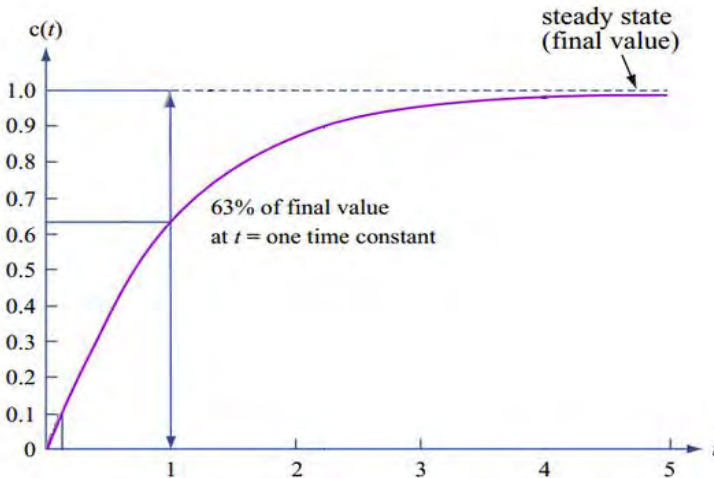
$$S_n = S_{ih} + K_p e_n + K_i \sum_{i=0}^n e_i + K_d (e_n - e_{n-1}) \quad (2.2)$$



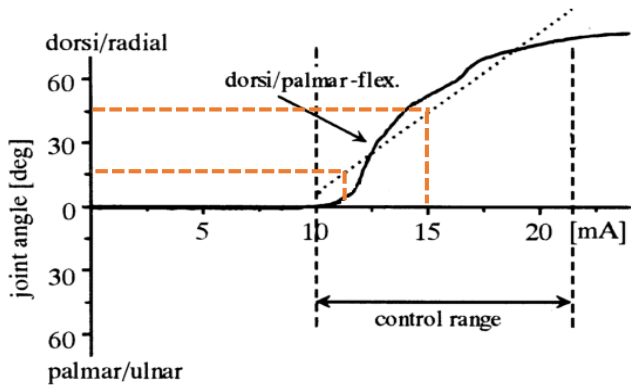
$S_n$  merupakan intensitas stimulus yang akan digunakan sebagai output dari stimulator terhadap satuan waktu,  $S_{th}$  merupakan intensitas stimulus minimal sebelum terjadinya pergerakan pada objek yang di beri stimulus,  $e_n$  merupakan nilai *error* antara sudut yang di inginkan dengan nilai sudut objek yang di uji,  $e_i$  merupakan penjumlahan dari semua nilai *error* dari detik awal hingga akhir,  $e_{n-1}$  merupakan nilai *error* pada 1 waktu sebelumnya. Untuk menentukan nilai  $K_p, K_i$  dan  $K_d$  jika tidak melalui nilai konstanta yang di tetapkan, dapat di gunakan persamaan 3.28.

$$k_p = \frac{0.6T}{KL}, k_i = \frac{0.6\Delta t}{KL}, k_d = \frac{0.3T}{K\Delta t} \quad (2.3)$$

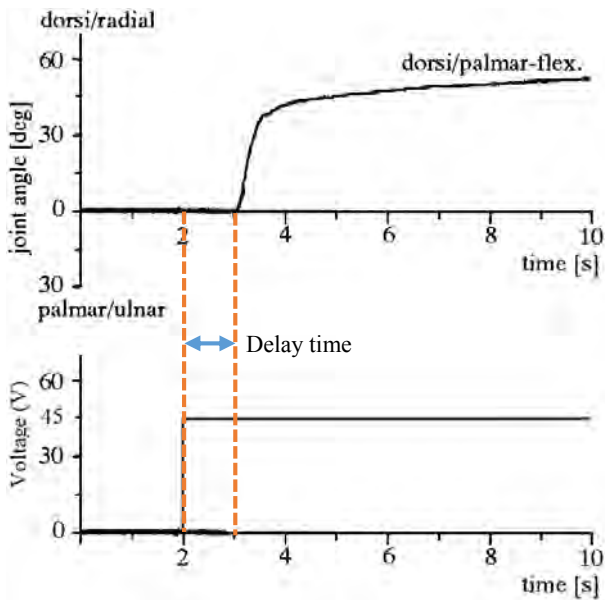
$T$  merupakan *time constant* dari pergerakan objek secara *open loop*,  $L$  merupakan *Latency* dari pergerakan objek secara *open loop*,  $1/K$  merupakan *gain* dari *output* dibagi dengan input dari satu waktu yang sama dan  $\Delta t$  merupakan *sampling interval* yang digunakan untuk mendapatkan data. Pada gambar 2.10, merupakan contoh respon pergerakan suatu sistem dengan nilai *steady state* maksimum sebesar 1. Nilai *time constant* didapatkan berdasarkan waktu ketika nilai maksimum mencapai 63% dari nilai maksimal yang di hasilkan, nilai tersebut dapat dilihat pada gambar 2.10 sebesar 1.



**Gambar 2. 10** Contoh respon suatu sisitem untuk penentuan *time constant*



**Gambar 2. 11** Contoh respon pergerakan sudut terhadap arus yang digunakan untuk penentuan



**Gambar 2. 12** Contoh respon pergerakan sudut terhadap input berupa *unit step response* sebesar 45 V, dengan pergerakan sudut yang terjadi untuk mendapatkan nilai *latency*

Sedangkan untuk mendapatkan nilai  $1/K$  atau gradien ( $M$ ), didapatkan dengan menggambarkan garis secara linear terhadap perubahan yang terjadi seperti yang di tunjukkan pada gambar 2.11. Setelah itu ambil di ambil 2 titik untuk mendapatkan persamaan linearanya. Bila pada gambar 2.11, didapatkan 2 titik tersebut (input1, output1) dan (input2, output2) yaitu (11.75 mA,  $15^0$ ) dan (15 mA,  $45^0$ ). Sehingga untuk nilai  $1/k$ ,  $\text{output2} - \text{output1} / \text{input 2} - \text{input1}$ . Nilai berikutnya adalah *latency*, di mana nilai ini didapatkan berdasarkan waktu yang di butuhkan suatu sistem untuk memberikan respon setelah di beri stimulus. Dengan kata lain adalah delay antara respon sistem dengan stimulus yang di berikan. Pada gambar 2.12 di tunjukkan delay antara awal stimulus *unit step* sebesar 45 V dengan awal respon yang di hasilkan oleh sistem sebesar 1 detik.

## 2.7 Sensor Accelerometer dan Gyroscope

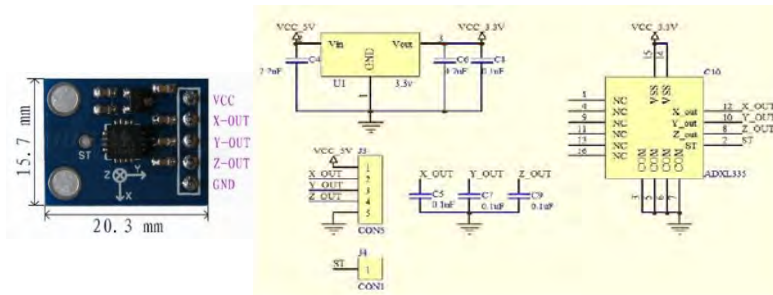
Sensor ini merupakan bagian dari sensor 1 dan sensor 2 pada gambar 2.3.

### 2.7.1 Sensor Accelerometer

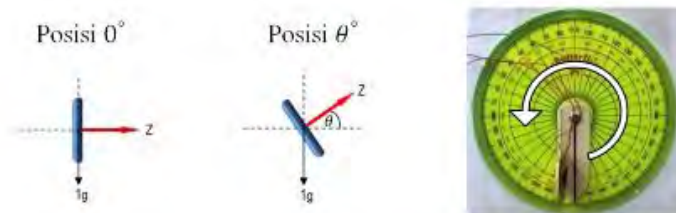
Akselerometer merupakan sebuah sensor untuk mengukur percepatan dari sebuah objek. Untuk mengukur besarnya percepatan yang di hasilkan pada objek, didapatkan rumus percepatan pada persamaan 2.2,

$$a = \frac{\Delta V}{\Delta t} \quad (2.4)$$

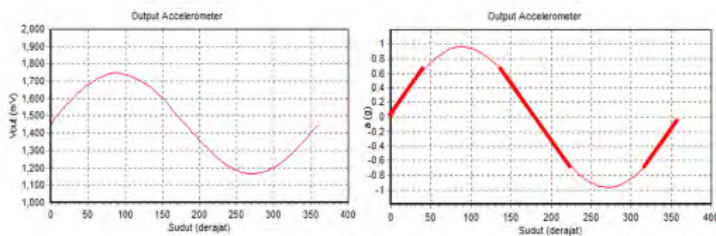
Nilai dari  $\Delta V$  adalah perubahan kecepatan dari objek,  $\Delta t$  adalah perubahan terhadap waktu dan  $a$  adalah hasil output dari persamaan yang merupakan percepatan objek dengan satuan  $\text{m/s}^2$ . Selain untuk mengukur percepatan dari sebuah objek, perangkat ini dapat digunakan untuk mengukur besaran *g-force* ( $g$ ) atau percepatan gravitasi yang bernilai  $9.806 \text{ m/s}^2$ . Satuan tersebut merupakan satuan yang mengikuti arah gerak dari gravitasi bumi. Pada umumnya dengan mengarahkan perangkat ini searah dengan arah gravitasi bumi, maka output yang di hasilkan bernilai 1  $g$  atau bernilai maksimal sedangkan diarahkan berlawanan arah dengan gravitasi bumi maka hasil output akan bernilai  $-1g$  atau minimal. Perhitungan dengan satuan  $g$  tersebut digunakan dalam penelitian ini, untuk mendapatkan perubahan sudut pada setiap segmen yang diukur. Dimana pada pengerjaannya digunakan sensor *accelerometer* dengan tipe GY-61 dengan IC MEMS tipe ADXL35.



**Gambar 2. 13** Modul GY-61 (*Accelerometer*) ([www.eshinede.com](http://www.eshinede.com)) [8]

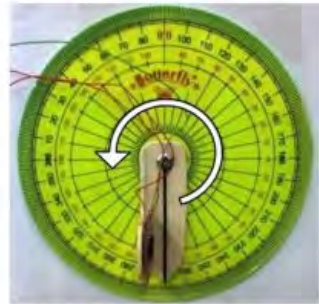
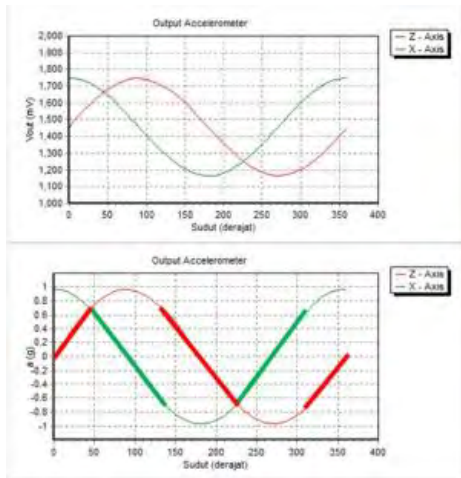


**Gambar 2. 14** Perhitungan sudut *tilt* menggunakan 1 sumbu (Fauzan, 2015) [2]



**Gambar 2. 15** Respon *accelerometer* pada sumbu Z, gambar kiri : tegangan keluaran  $V_{outz}$  dan kanan : nilai akselerasi  $A_z$  dalam satuan g. (Fauzan, 2015) [2]

Pada gambar 2.12 bagian kanan, dapat terlihat garis tebal berwarna merah pada saat  $-0.6g$  hingga  $0.6g$  mendekati dengan sinyal hasil tegangan output dari sumbu z. Dimana hal itu mengindikasikan bila semakin mendekati sumbu  $1g$ , pengukuran dari *tilt* ini akan semakin tidak

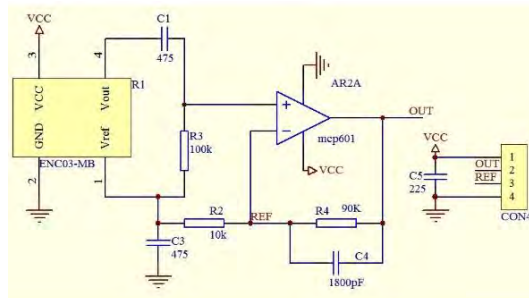
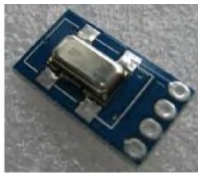


**Gambar 2. 16** Output dari *Accelerometer* menggunakan 2 Axis (Z dan X), gambar kiri atas : pembacaan ADC value dan gambar bawah kiri : perubahan ADC value ke dalam satuan g (Fauzan, 2015) [2]

akurat. Sehingga di butuhkan perhitungan sumbu *tilt* menggunakan 2 sumbu. Dari gambar 2.13 kiri bawah, terdapat 2 garis tebal (merah dan hijau) yang menunjukan perubahan range yang digunakan. Garis tebal merah menunjukan perubahan sudut axis Z yang digunakan ketika 0g hingga 0,6g, 0,6g hingga -0,6g menggunakan perubahan sudut axis X, selanjutnya dilanjutkan dengan garis tebal berwarna merah yang menunjukan perubahan sudut axis Z yang digunakan untuk perubahan sudut 0,6g hingga -0,6g pada range sudut tertentu. Sehingga dengan di gunakannya 2 sumbu ini, perubahan sudut kemiringan yang lebih lebar dapat tercapai dan selanjutnya nilai ini akan digunakan dalam penempatan posisi sensor pada tubuh.

### 2.7.2 Sensor *Gyroscope*

Gyroscope merupakan sebuah sensor untuk mendeteksi kecepatan sudut, dengan prinsip kerja memontum sudut. Pada dasarnya, *gyroscope* bekerja berprinsip dengan roda berputar atau cakram dengan poros bebas. Perubahan dari 1 sudut ini akan mengakibatkan perubahan inersia dari sudut tersebut, sedangkan bila dalam keadaan diam sudut inersia tersebut akan memiliki nilai yang cenderung tetap. Untuk tugas akhir ini



**Gambar 2. 17** Modul GY-35 (*Gyroscope*) ([www.eshinede.com](http://www.eshinede.com)) [8]



**Gambar 2. 18** Orientasi putaran gyroscope

digunakan sensor berteknologi MEMS (*micro-machined electro-mechanical systems*) dengan hasil output yang didapatkan berupa *degree per second* (°/sec). Pada tugas akhir ini digunakan sensor *gyroscope* dengan tipe GY35RC yang merupakan hasil penelitian oleh Mawar, 2015.

## 2.8 Boost Converter

Rangkaian penaik level tegangan ini merupakan rangkaian *non-isolated boost converter*, di mana di pilih rangkaian ini karena desain dan penggunaannya yang mudah dan tidak memerlukan komponen yang terlalu banyak sehingga hardware dapat berukuran kecil dan memiliki tingkat *mobilitas* yang dapat di andalkan. Rangkaian *Boost Converter* memiliki rangkaian dasar seperti gambar 2.16, dimana S merupakan switch yang digunakan untuk mengatur arus yang akan di lewatkan menuju rangkaian kapasitor dan resistor atau tidak melalui rangkaian. Output akan mendapatkan energi dari kapasitor, dimana kondisi ini memiliki persamaan sebagai berikut,

$$-V_{in} + V_L + V_0 = 0$$

$$V_L = V_{in} - V_o \quad (2.5)$$

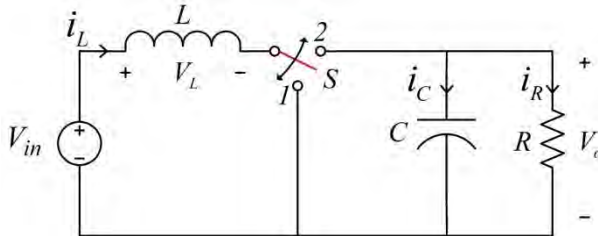
$$I_C = I_L - I_R$$

$$I_C = I_L - \frac{V_o}{R} \quad (2.6)$$

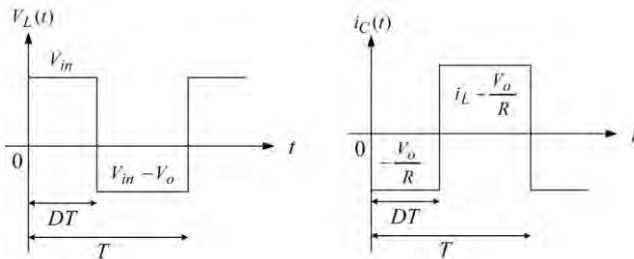
Sedangkan ketika rangkaian dalam kondisi 1, maka output dari rangkaian akan kurang dari 0 dan memiliki persamaan sebagai berikut,

$$I_C = -\frac{V_o}{R} \quad (2.7)$$

Dari kedua persamaan tersebut, didapatkan 2 mode yang dapat digunakan terhadap perubahan *switch* yang memberikan tegangan dan tidak memberikan tegangan. Perubahan tersebut akan memberikan hasil tegangan output berbentuk PWM (*Pulse Width Modulation*) seperti gambar 2.17. Dimana  $D$  adalah *dutycycle* yang dapat diatur dan  $T$  adalah periode.



**Gambar 2. 19** Rangkaian non-isolated boost converter (Fauzan, 2015) [2]



**Gambar 2. 20** Tegangan pada induktor dan arus pada kapasitor (Fauzan, 2015) [2]

Dari gambar 2.17 dapat di hasilkan pula rumus,

$$\int_0^T V_L(t)dt = V_{in} * D * T + (V_{in} - V_0) * (1-D) * T \quad (2.8)$$

Dengan menggunakan prinsip *volt second balance*, jumlah tegangan rata-rata *steady stage* pada induktor dalam 1 periode sama dengan nol. Maka persamaan di atas di dapatkan menjadi,

$$\int_0^T V_L(t)dt = 0$$

$$V_{in} DT + (V_{in} - V_0) * (1 - D) * T = 0$$

$$V_0 = \frac{1}{1-D} * V_{in} \quad (2.9)$$

Sehingga dari persamaan 2.9 dapat di simpulkan jika nilai  $D = 0$  maka nilai  $V$  output akan sama dengan nilai  $V$  input, dan jika nilai  $D > 0$  maka nilai  $V$  output akan lebih besar dari  $V$  input. Selain itu juga di dapatkan rumus untuk perhitungan kapasitor selama 1 periode,

$$\int_0^T I_C(t)dt = -\frac{V_0}{R} * D * T + (I_L - \frac{V_0}{R}) * (1-D) * T \quad (2.10)$$

Jika menggunakan prinsip *amp second balance*, jumlah rata-rata *steady stage* pada kapasitor dalam 1 periode akan sama dengan nol, maka dari persamaan yang di atas di dapatkan rumus sebagai berikut,

$$\int_0^T I_C(t)dt = 0$$

$$-\frac{V_0}{R} * D * T + (I_L - \frac{V_0}{R}) * (1 - D) * T = 0$$

$$I_L = \frac{V_0}{(1-D) * R}$$

$$I_L = \frac{V_{in}}{(1-D)^2 * R} \quad (2.11)$$

Dari rangkaian di atas, dapat di jelaskan bahwa arus induktor akan meningkat ketika saklar dalam kondisi 1 dan akan menurun ketika saklar berada pada posisi 2. Sehingga akan di dapatkan 2 persamaan ketika saklar pada kondisi 1,

$$V_L = V_{in}$$

$$L * \frac{di_L(t)}{dt} = V_{in}$$



$$\frac{di_L(t)}{dt} = \frac{V_{in}}{L} \quad (2.12)$$

Sedangkan untuk kondisi 2,

$$V_L = V_{in} - V_o$$

$$L * \frac{di_L(t)}{dt} = V_{in} - V_o$$

$$\frac{di_L(t)}{dt} = \frac{V_{in} - V_o}{L} \quad (2.13)$$

Dari kedua persamaan 2.12 dan 2.13, didapatkan perubahan arus induktor terhadap waktu atau switch,

$$\Delta i_L = i_L - i_{Lmin} = \text{slope} * \text{waktu}$$

$$\Delta i_L = \frac{V_{in}}{L} * D * T \quad (2.14)$$

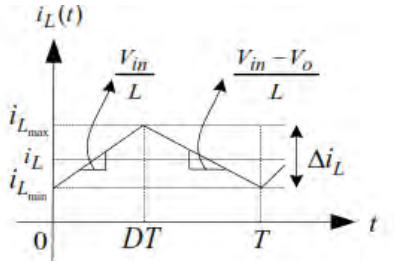
Sehingga arus induktor maksimal dan minimal dapat di hitung,

$$I_{Lmax} = i_L + \frac{\Delta i_L}{2}$$

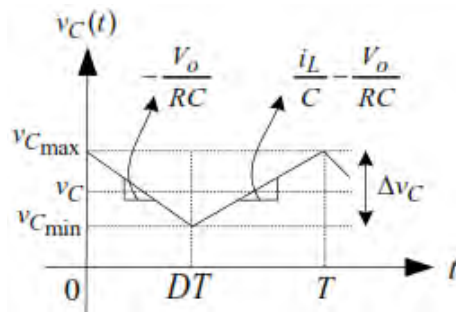
$$I_{Lmax} = \frac{V_{in}}{(1-D)^2 * R} + \frac{V_{in}}{2L} * D * T \quad (2.15)$$

$$I_{Lmin} = i_L - \frac{\Delta i_L}{2}$$

$$I_{Lmin} = \frac{V_{in}}{(1-D)^2 * R} - \frac{V_{in}}{2L} * D * T \quad (2.16)$$



**Gambar 2. 21** *Ripple* arus induktor (Fauzan, 2015) [2]



**Gambar 2. 22** *Ripple* tegangan kapasitor (Fauzan, 2015) [2]

Selain *ripple* pada arus induktor, terdapat juga *ripple* tegangan yang terjadi pada kapasitor. Dimana *ripple* ini di pengaruhi oleh keadaan saklar, jika saklar dalam kondisi 1,

$$I_c = -\frac{V_o}{R}$$

$$I_c(t) = C \cdot \frac{dv_C(t)}{dt}$$

$$C \cdot \frac{dv_C(t)}{dt} = -\frac{V_o}{R}$$

$$\frac{dv_C(t)}{dt} = -\frac{V_o}{RC} \quad (2.17)$$

Untuk kondisi pada posisi 2,

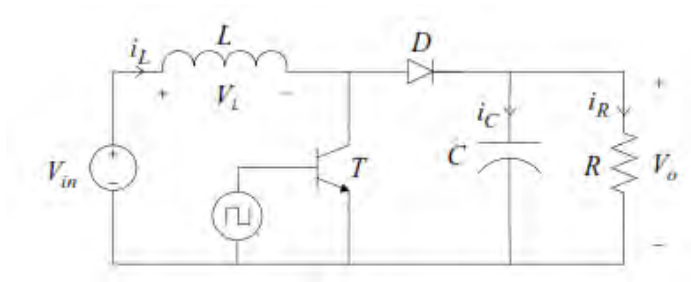
$$I_c = I_L - \frac{V_o}{R}$$

$$I_c(t) = C \cdot \frac{dv_C(t)}{dt}$$

$$C \cdot \frac{dv_C(t)}{dt} = I_L - \frac{V_o}{R}$$

$$\frac{dv_C(t)}{dt} = \frac{I_L}{C} - \frac{V_o}{RC} \quad (2.18)$$

Dari kedua persamaan 2.17 dan 2.18, didapatkan sebuah persamaan antara tegangan maksimum dan minimum,



**Gambar 2. 23** Realisasi saklar menggunakan transistor dan dioda (Fauzan, 2015) [2]

$$\Delta V_C = V_{Cmax} - V_{Cmin} = \text{slope} * \text{waktu}$$

$$\Delta V_C = \frac{V_0}{RC} * D * T \quad (2.19)$$

Realisasi saklar yang akan digunakan berupa transistor dengan input berupa pwm seperti pada gambar 2.20. Dimana perubahan kondisi pada transistor akan di pengaruhi oleh perubahan dari frekuensi PWM, dengan frekuensi yang di gunakan antara 1 KHz – 20 KHz. Penggunaan dari frekuensi yang rendah, memiliki maksud agar didapatkan range duty cycle yang lebih lebar sehingga pengaturan tegangan output *boost converter* dapat lebih mudah. Untuk besaran dari nilai induktor sendiri ditentukan berdasarkan persamaan 2.20,

$$I_{Lmin} \geq 0$$

$$\frac{V_{in}}{(1-D)^2 * R} - \frac{V_{in}}{2 * L} DT \geq 0$$

$$\frac{2 * L * V_{in} - R * V_{in} * (1-D)^2 * D * T}{2 * R * L * (1-D)^2 * R} \geq 0$$

$$2 * L * V_{in} \geq R * V_{in} (1 - D)^2 * D * T$$

$$L \geq \frac{R * (1-D)^2 * D * T}{2}$$

$$L \geq \frac{V_0 * (1-D)^2 * D}{2 * i_0 * f_{sw}} \quad (2.20)$$

$$\Delta V_C = \frac{V_0}{RC} * D * T$$

$$C = \frac{D}{R * f_{sw}} \frac{V_0}{\Delta V_C} \quad (2.21)$$

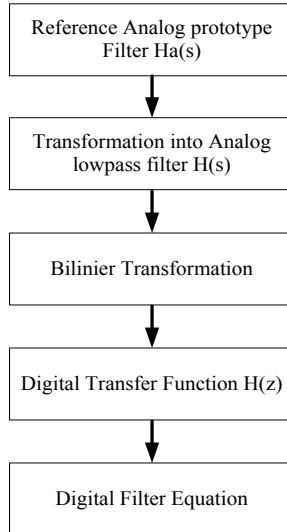
## 2.9 Digital Filter

### 2.9.1 Digital Butterworth Filter Orde 2

*Filter* ini merupakan *low pass filter* dengan tujuan untuk meredam *noise* dari hasil keluaran sensor. *Filter digital butterworth* merupakan digitalisasi dari *filter* analog dengan cut off 4Hz, sehingga lebih mudah dalam pengaturan sensor frekuensi dari *filter*. Berikut adalah diagram blok persamaan *filter*,

Penentuan *Analog prototype filter*  $H_a(s)$

$$H_a(s) = \frac{1}{s^2 + \sqrt{2}s + 1} \quad (2.22)$$



**Gambar 2. 24** Diagram alir disain *digital butterworth filter*

Transformasi ke *lowpass filter*  $H(s)$

$$H(s) = H_a(s) \Big|_{s \leftarrow \frac{s}{\omega_p}}$$

$$H(s) = \frac{\omega_p^2}{s^2 + \sqrt{2}\omega_p s + \omega_p^2} \quad (2.23)$$

Melakukan transformasi filter analog ke filter digital menggunakan transformasi bilinear

$$H(z) = H(s) \Big|_{s \leftarrow \frac{2}{T} \left( \frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}} \right)}$$

$$H(z) = \frac{\omega_p^2}{\left( \frac{2}{T} \left( \frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}} \right) \right)^2 + \sqrt{2}\omega_p \frac{2}{T} \left( \frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}} \right) + \omega_p^2} \quad (2.34)$$

Bentuk umum persamaan filter dalam transformasi z adalah sebagai berikut,

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)}$$

$$\frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{a_0 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2}}{b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2}} \quad (2.35)$$

Dimana  $Y(z)$  adalah output filter dan  $X(z)$  adalah input filter. Nilai  $a_0, a_1, a_2$  dan  $b_0, b_1, b_2$  adalah koefisien filter. Setelah melakukan perhitungan pada persamaan 2.34 dan 2.35, koefisien filter dihitung sebagai berikut,

$$a_0 = \frac{\omega_p^2 * T^2}{4 + 2\sqrt{2} * \omega_p * T + \omega_p^2 * T^2} \quad a_2 = \frac{\omega_p^2 * T^2}{4 + 2\sqrt{2} * \omega_p * T + \omega_p^2 * T^2}$$

$$b_0 = 1, b_1 = \frac{\omega_p^2 * T^2 - 8}{4 + 2\sqrt{2} * \omega_p * T + \omega_p^2 * T^2}, b_2 = \frac{4 - 2\sqrt{2} * \omega_p * T + \omega_p^2 * T^2}{4 + 2\sqrt{2} * \omega_p * T + \omega_p^2 * T^2}$$

Dimana  $T$  adalah periode sampling dalam detik dan  $\omega_p$  adalah frekuensi *warping* yang dihitung dari frekuensi *cutoff* ( $\omega_c$ ) dengan cara :

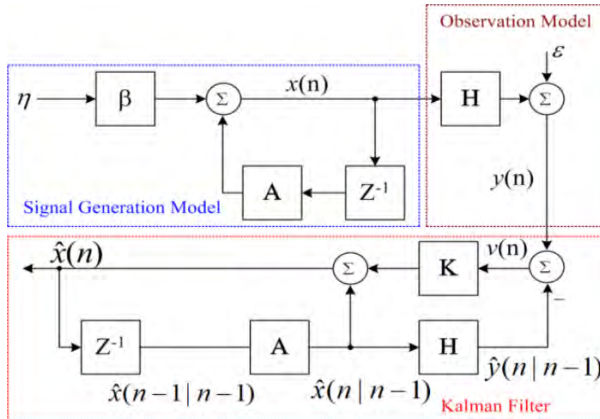
$$\omega_p = \frac{2}{T} * \tan \left( \frac{\omega_c * T}{2} \right) \quad (2.36)$$

### 2.9.2 Kalman Filter

*Filter* ini digunakan untuk estimasi suatu hal yang memiliki hasil dinamis dengan menggunakan 2 *input*. Dengan menggunakan karakteristik dari *filter* ini, maka sensor *accelerometer* dan *gyroscope* akan dapat digunakan untuk mengukur sudut *tilt* secara lebih presisi. Karakteristik *accelerometer* yang memiliki hasil yang kurang stabil ketika dalam keadaan dinamis tetapi tidak mengalami *drift* ketika kondisi statis sedangkan *gyroscope* memiliki hasil yang stabil ketika pembacaan dinamis namun memiliki kecenderungan hasil pembacaan yang melayang. Maka dengan adanya *filter* ini, penggabungan dari kedua karakteristik sensor ini dapat di hasilkan. Prinsip dari *filter* ini terbagi menjadi 2, yaitu “*predict*” dan “*correct*”. Ketika fase “*predict*”, terjadi perhitungan sudut leh sensor *gyroscope* yang di integralkan terhadap perubahan waktu. Sedangkan pada fase “*correct*” digunakan untuk memperbaiki *drift* hasil dari *gyroscope*. Berikut adalah hasil penurunan rumus untuk penggunaan *filter* ini,

$$x(n) = A x(n-1) + \beta \eta \quad (3.37)$$

$$y(n) = Hx(n) + \varepsilon \quad (3.38)$$



**Gambar 2. 25** Struktur Kalman Filter

Nilai  $x$  adalah sinyal generasi,  $y$  adalah sinyal observasi yang mengandung *noise*.  $A$ ,  $H$ ,  $\eta$  dan  $\varepsilon$  adalah matrik dari model sinyal, matrik dari model observasi, *noise* eksitasi dan *noise* pengukuran.

## **BAB III**

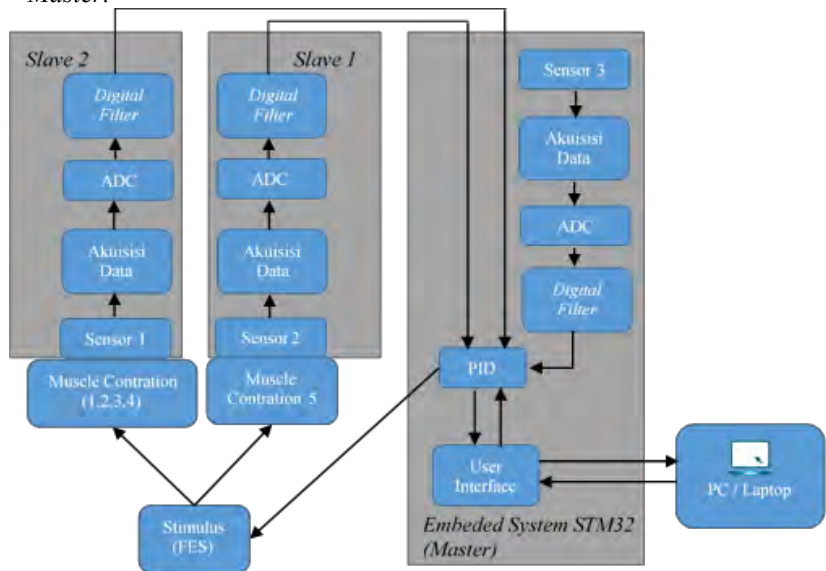
### **PERANCANGAN SISTEM**

Terdapat beberapa tahapan dalam penyelesaian penelitian ini, tahapan-tahapan tersebut adalah studi literatur, perancangan sistem dan hardware, pengujian alat, pengumpulan dan pengolahan data. Dalam penyusunan alat juga di sertakan diagram blok untuk menjelaskan sistem secara keseluruhan yang di sertakan pada gambar 3.1. Instrumentasi ini menggunakan *feedback PID* sebagai sistem *response* mencapai hasil output yang diinginkan pada setiap channel yang digunakan. Di mana setiap channel tersebut di atur menggunakan STM32F103C8T6 dan di hubungkan dengan Laptop / PC oleh USB to Serial sebagai inisiasi awal program dan pemantau hasil output. Hasil dari instrumentasi ini akan di analisis lebih lanjut dengan perangkat lunak untuk mengidentifikasi pergerakan dari pergelangan tangan dan sendi siku.

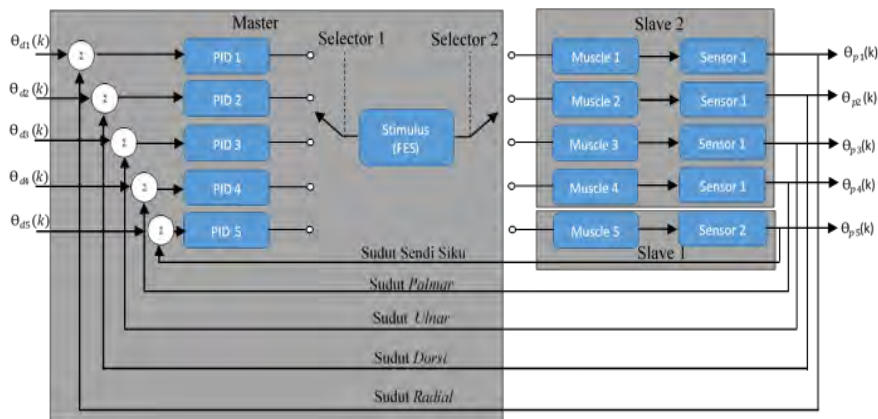
#### **3.1 Diagram Blok Sistem**

Pada diagram blok sistem instrumentasi ini, aka di jelaskan secara lebih lanjut mengenai sistematika proses dari input hingga menghasilkan output yang di inginkan. Dimana pada gambar 3.1 merupakan diagram blok tersebut, laptop/PC digunakan sebagai HMI (*Human Machine Interface*) untuk instrumentasi ini. Selain itu juga di gunakan 3 buah microcontroller STM32F1 yang berada pada bagian Master, Slave1 dan Slave2. STM32 ini memiliki fungsi khusus untuk setiap bagiannya, di mana STM32 pada master akan di gunakan sebagai pembacaan sensor *Gyroscope*, *Accelerometer* dan sebagai proses pengolahan *Closed-Loop PID Control*. Sedangkan untuk STM32 pada slave 1 akan digunakan sebagai pembacaan sensor *Gyroscope*, *Accelerometer*, dan sebagai penghasil tegangan tinggi yang akan di stimuluskan menuju channel-channel otot. Lalu untuk STM32 Slave 2 sendiri hanya digunakan untuk pembacaan sensor *Gyroscope* dan *Accelerometer* pada bagian punggung tangan. Nilai pembacaan sensor dari setiap Slave tersebut akan di gunakan sebagai perhitungan *feedback PID* pada Master, slave 1 sendiri digunakan untuk mengukur persimpangan derajat sendi siku dari sudut yang sejajar dengan arah gravitasi hingga membentuk sudut  $180^{\circ}$  dari arah gravitasi bumi. Slave 2 akan di gunakan untuk mengukur persimpangan derajat yang di hasilkan oleh pergelangan tangan dari  $0^{\circ}$  yang mengikuti arah gravitasi terhadap sudut radial, dorsi, ulnar dan palmar. Setelah semua sensor tersebut memberikan nilai besaran sudut tertentu, nilai tersebut akan di

gunakan untuk perhitungan *closed-loop control* yang terletak pada bagian *Master*.



Gambar 3. 1 Diagram blok sistem secara keseluruhan



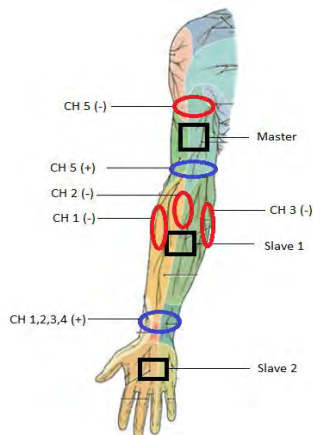
Gambar 3. 2 Diagram blok sistem *closed-loop* PID FES



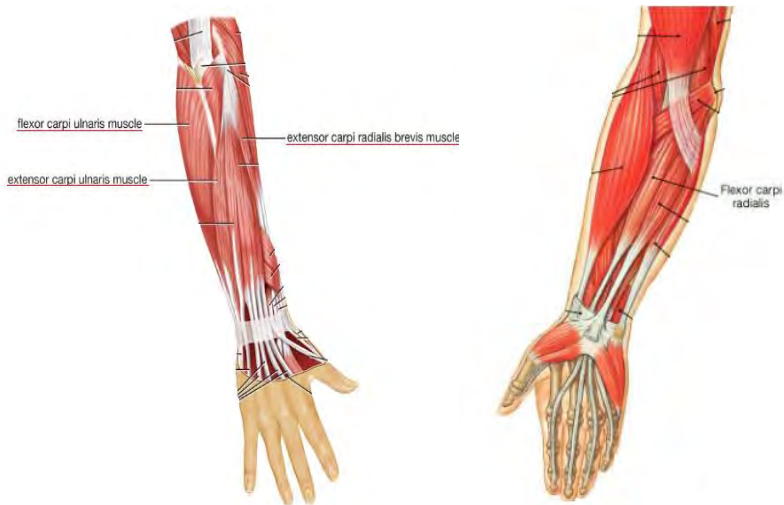
Dimana pengiriman data dari Slave 1 dan Slave 2 menggunakan kabel menuju *Master*. *Master* pun akan memberikan hasil perhitungan yang akan di kirimkan menuju *electrical stimulator* pada slave 1, dan pada Slave 1 akan memberikan realisasi dari data yang dikirimkan dari master menjadi besaran tegangan tertentu, diagram blok *closed loop* digambarkan seperti pada gambar 3.2.

### 3.2 Perancangan Sistem

Sebelum perangkat sistem dan pembuatan alat dirancang, penentuan posisi peletakan perangkat pada bagian tangan dari elbow hingga punggung tangan perlu di perhitungan. Hal ini di lakukan agar perancangan *hardware* dan *software* lebih mudah dalam penggunaannya. Posisi perangkat keras akan di letakkan seperti pada gambar 3.3. Tempat peletakan seperti tersebut, di tentukan berdasarkan parameter yang di butuhkan berupa posisi otot yang aktif ketika diberi stimulus dan ketika bergerak secara normal. Dengan mengetahui posisi otot-otot yang aktif ketika di stimulus oleh *electrical stimulator*, sehingga penentuan peletakan *electroda* yang digunakan dapat lebih mudah dan lebih tepat. Untuk *feedback closed loop PID*, membutuhkan beberapa informasi seperti perubahan sudut yang terjadi pada lengan bagian bawah yang di dapatkan oleh sensor *Slave 1* dan perubahan sudut pada pergelangan tangan yang di dapatkan oleh sensor *Slave 2*.



**Gambar 3. 3** Peletakan *Master*, *Slave1*, *Slave2* dan *Channel* elektroda



**Gambar 3. 4** Posisi otot *flexor carpi ulnaris*, *flexor carpi radialis*, *extensor carpi ulnaris* dan *extensor carpi radialis*

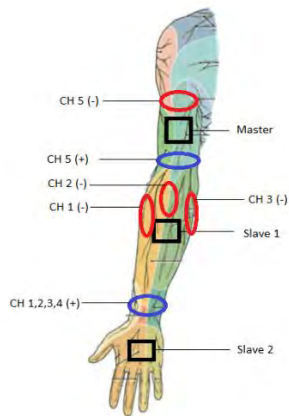
Untuk pergerakan pergelangan tangan *radial*, *dorsi*, *ulnar* dan *palmar* menggunakan otot *flexor carpi ulnaris*, *flexor carpi radialis*, *extensor carpi ulnaris* dan *extensor carpi radialis*. Otot-otot tersebut memiliki fungsi kerjanya masing-masing, dimana untuk *extensor carpi radialis* untuk pergerakan tangan secara *radial*, *extensor carpi ulnaris* untuk pergerakan tangan secara *dorsi*, *flexor carpi ulnaris* untuk pergerakan tangan secara *ulnar* dan otot *flexor carpi radialis* untuk pergerakan tangan secara *palmar*. Letak otot tersebut di gambarkan pada gambar 3.4. Sedangkan peletakan mikrokontroler STM32 Master, Slave1 dan Slave2 ditunjukkan pada gambar 3.3.

### 3.3 Perancangan *Hardware*

Pada bagian ini akan menjelaskan mengenai tahapan perancangan dan pembuatan *hardware*. Pembuatan instrumentasi hardware ini memiliki beberapa bagian, yaitu *Master*, *Slave1* dan *Slave2*.

#### 3.3.1 Perancangan Sistem Sensor pada Master, Slave1 dan Slave2

Untuk perancangan sistem *Closed-loop PID* FES perlu digunakan beberapa sensor pada setiap segemennya, sensor-sensor tersebut akan



**Gambar 3. 5** Peletakan sensor pada tangan subyek

digunakan mendeteksi persendian pergelangan tangan dan sendi siku secara kontinyu. Untuk perhitungan sudut yang digunakan untuk pergelangan tangan sendiri hanya menggunakan 1 sensor sebagai pendeteksi sudutnya, hal ini dilakukan karena penggunaan dari pergerakan dari pergelangan tangan akan searah dengan arah gravitasi sebagai sumbu referensinya. Sedangkan hal ini berbeda dengan sendi siku yang memerlukan sendi bagian atas untuk menghitung perubahan sudut antara lengan atas dan lengan bawah. Karena ketika sendi siku diberi stimulus, sendi bagian atas juga akan mengalami pergerakan ke arah yang searah dengan lengan bawah, sehingga untuk mencapai sudut yang diinginkan di gunakan 2 sensor untuk perhitungan sudut dari sendi siku. Sensor yang digunakan adalah sensor *Accelerometer* dan *gyroscope* untuk pengukuran sudut. Untuk peletakaan sensor ditunjukkan pada gambar 3.11.

### 3.3.2 Rangkaian Lengkap Modul *Master*, *Slave 1* dan *Slave 2*

Pada penelitian ini, modul terbagi menjadi 3 bagian yaitu *Master* yang diletakkan pada lengan atas, *Slave 1* yang di letakkan pada lengan bawah dan *Slave 2* yang diletakkan pada tangan. Rangkaian stimulator hanya ada pada bagian *Slave 1*, hal ini dikarenakan cukupnya channe stimulator yang akan di gunakan terhadap area yang akan di stimulus. Pada setiap bagian dari modul, terdapat 1 mikrokontroler STM32F103C8T6 yang digunakan untuk ADC dari sensor analog

(*gyroscope* dan *accelerometer*) menjadi sinyal digital. Mikrokontroler ini diatur dengan kecepatan maksimum 56 MHz agar laju sampel maksimum 1.000.000 sampel per detik dapat tercapai dan digunakan kristal eksternal 8 MHz dengan pengali frekuensi PLL pada kecepatan maksimum 56 MHz.

### 3.3.2.1 Rangkaian Boost Converter

$$L \geq \frac{100 * (1 - 0,97)^2 * 0,97}{2 * 3 * 1000}$$

Dengan menggunakan persamaan 3.5, didapatkan besaran *duty cycle* dengan input 3V agar menghasilkan tegangan output 100V sebesar 0.97. Karena *switching frequency* minimum yang digunakan sebesar 1KHz, maka nilai induktor di peroleh lebih besar dari 4.7 mH. Sedangkan untuk besaran kapasitor sendiri didapatkan dari persamaan 3.15,

$$C = \frac{0.97}{10 * 10^3 * 1 * 10^3} \frac{100}{5}$$

Sehingga dari persamaan 3.17 didapatkan pula besaran kapasitor yang digunakan sebesar 1.94  $\mu$ F atau equivalen dengan 2.2  $\mu$ F dan memiliki tegangan maksimum sebesar 250V.

Untuk penggunaan transistor yang akan digunakan sebagai pengatur PWM, direalisasikan menggunakan transistor tipe MOSFET. Dimana transistor ini memiliki kecepatan switching yang tinggi, sehingga bisa bekerja dengan frekuensi maksimum 20 KHz. Selain itu tegangan *drop forward* yang rendah dan tegangan *breakdown* yang tinggi merupakan keunggulan dari transistor ini. Untuk spesifikasi jenis transistor yang digunakan, memerlukan beberapa kriteria seperti,

- Tegangan *Vce* yang harus lebih besar daripada tegangan output maksimum dari *boost converter*
- Arus yang dapat di lewatkan melalui transistor dapat lebih besar daripada arus output dari *boost converter*

Setelah mengetahui kriteria tersebut, ditentukan tipe transistor yang digunakan adalah MMBTA42 (NPN). Untuk penggunaan dari dioda sendiri, juga diperlukan beberapa spesifikasi tertentu. Selain memerlukan waktu *recovery* yang cepat, juga diperlukan adalah tegangan *reverse* dioda dan arus *forward* maksimal yang dapat dilakukan. Untuk *stimulator* diperlukan tegangan *reverse* dioda yang cukup tinggi dan arus *forward* yang tinggi pula sehingga,

- Tegangan *reverse* dioda > Tegangan output *boost converter*

- Arus *forward* dioda > arus output *boost converter*

Setelah mengetahui beberapa kriteria tersebut, ditentukan tipe dioda yang digunakan adalah M7 (1N4007) dengan tegangan *reverse* 1000 V.

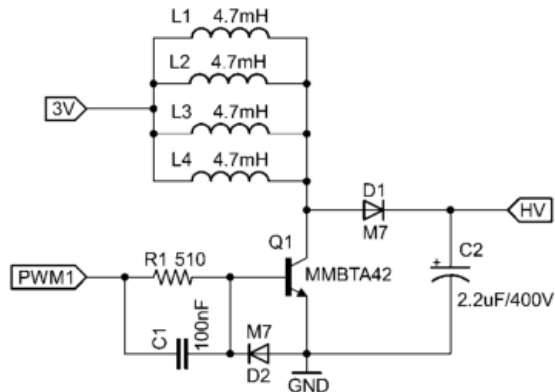
Setelah mengetahui komponen-komponen yang akan digunakan pada rangkaian, direalisasikan lah rangkaian yang digunakan ditunjukan pada gambar 3.12. Selain itu ditunjukan pula gambar 3.13 yang merupakan rangkaian *boost converter* dengan *feedback* menggunakan rangkaian pembagi tegangan dan *lowpass filter* RC, di mana rangkaian *feedback* ini digunakan untuk monitor tegangan output dari rangkaian. Dengan menggunakan komponen dan rangkaian pada gambar 3.13, didapatkan hasil pembagian tegangan dari tegangan tertinggi *boost converter* sebesar 100V,

$$V_{\text{sense}} = \frac{R_3}{R_3 + R_2} V_{\text{HV}}$$

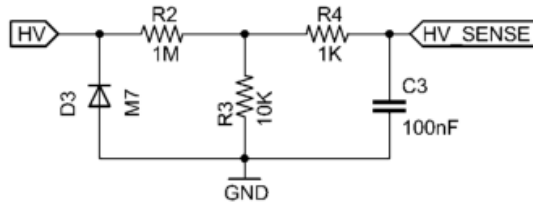
$$V_{\text{sense}} = \frac{10 \cdot 10^3}{10 \cdot 10^3 + 1 \cdot 10^6} 100V$$

$$V_{\text{sense}} = 0.99V$$

Pada rangkaian yang di tunjukan pada gambar 3.12 dapat dilihat terdapat induktor yang di paralel.



**Gambar 3. 6** Rangkaian *Boost Converter*

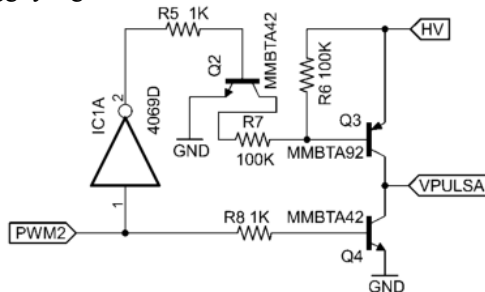


**Gambar 3. 7** Rangkaian *feedback Boost Converter*

Hal ini dilakukan agar penyimpanan energi dapat lebih besar sehingga panas yang disebabkan oleh disipasi daya dapat dikurangi serta dapat mengurangi nilai induktansi yang dapat mempengaruhi kemampuan *switching frequency* saat frekuensi tinggi.

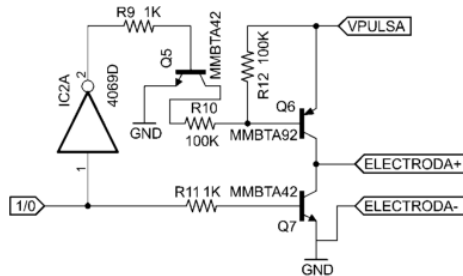
### 3.3.2.2 Rangkaian Pembangkit pulsa 200 $\mu$ S, 20 Hz, 100V

Rangkaian ini adalah rangkaian yang akan menghasilkan pulsa dengan kriteria 200  $\mu$ S dan dengan frekuensi 20 Hz melalui rangkaian *half H-bridge*. Untuk menghasilkan sinyal tersebut digunakan transistor Q3 dan Q4 yang berbeda, dimana Q3 menggunakan transistor PNP dan Q4 menggunakan transistor NPN. Kedua kaki basis Q3 dan Q4 dihubungkan sehingga ketika kaki basis diberi logika 1 maka transistor Q4 akan aktif dan sebaliknya transistor Q3 akan tidak aktif begitu pula sebaliknya. Lalu juga di tambahkan ic inverter dan transistor Q2 karena tegangan pada Vbc pada transistor Q3 akan sangat besar ketika Q4 aktif. Sehingga kegunaan dari Q2 adalah untuk menjaga keamanan adanya tegangan tinggi yang akan merusak mikrokontroler.



**Gambar 3. 8** Rangkaian pembangkit pulsa 200  $\mu$ S, 20 Hz, 100V

### 3.3.2.3 Rangkaian Driver Channel

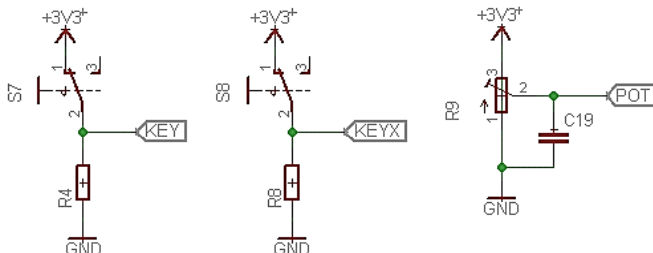


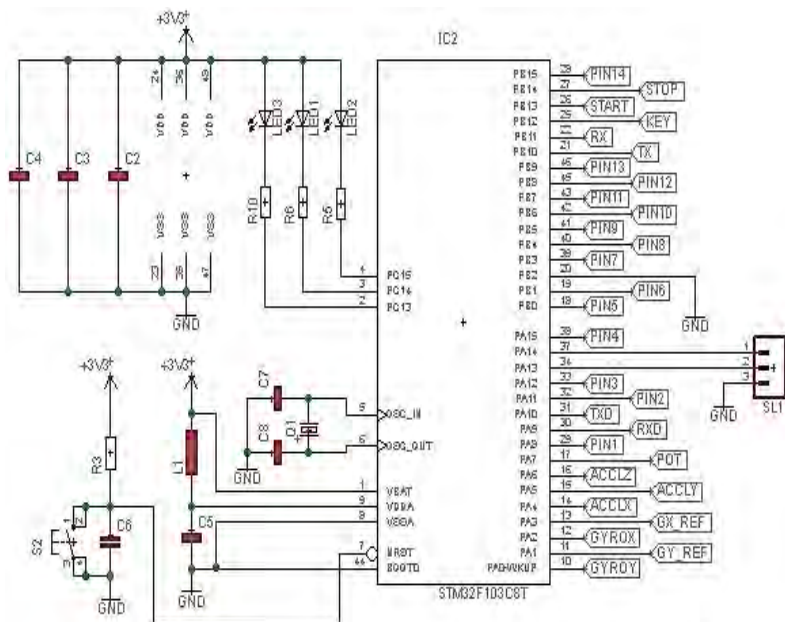
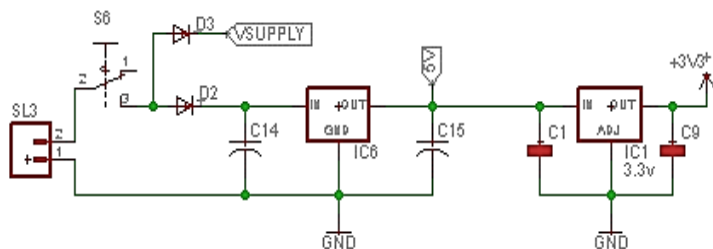
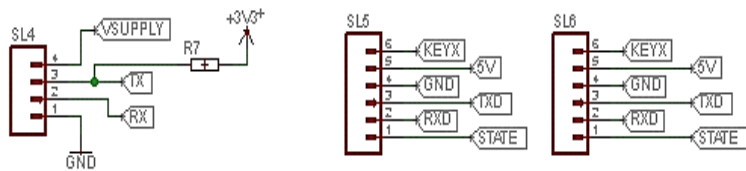
**Gambar 3. 9** Rangkaian *driver channel*

Rangkaian yang ditunjukkan pada gambar 3.15 ini merupakan rangkaian pengganti solid state relay yang berukuran besar, dan juga rangkaian ini pada dasarnya adalah rangkaian untuk mengatur channel yang akan aktif melalui IC inverter. IC inverter ini sendiri di atur langsung aktif/tidak aktifnya melalui mikrokontroler, dan akan memberikan inputan berupa logika 1 (high) dan logika 0 (low). Sedangkan untuk prinsip kerjanya memiliki kesamaan dengan rangkaian pembangkit pulsa, hanya saja inputnya yang rubah menjadi input inverter.

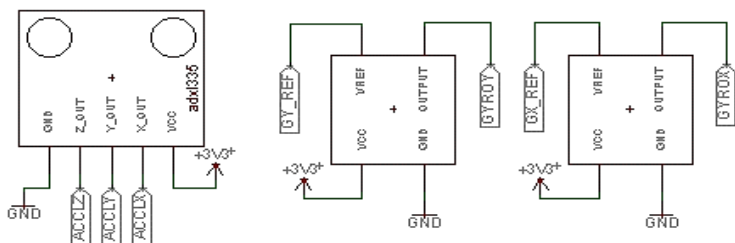
### 3.3.2.4 Modul Master pada Lengan Atas

Pada modul ini, terdapat 2 buah sensor yaitu *accelerometer* dan *gyroscope* untuk mendapatkan nilai *tilt* dari bagian lengan atas. Tombol push button 3 buah, 2 buah untuk swith microcontrol menuju output dan 1 buah switch untuk tombol *on/off* dari mikrokontroler. Digunakan 3 buah pin dari STM32F103C8T6 untuk mendapatkan ADC value dari sensor, 2 buah pin untuk *accelerometer* dan 1 buah pin ntuk *gyroscope*.

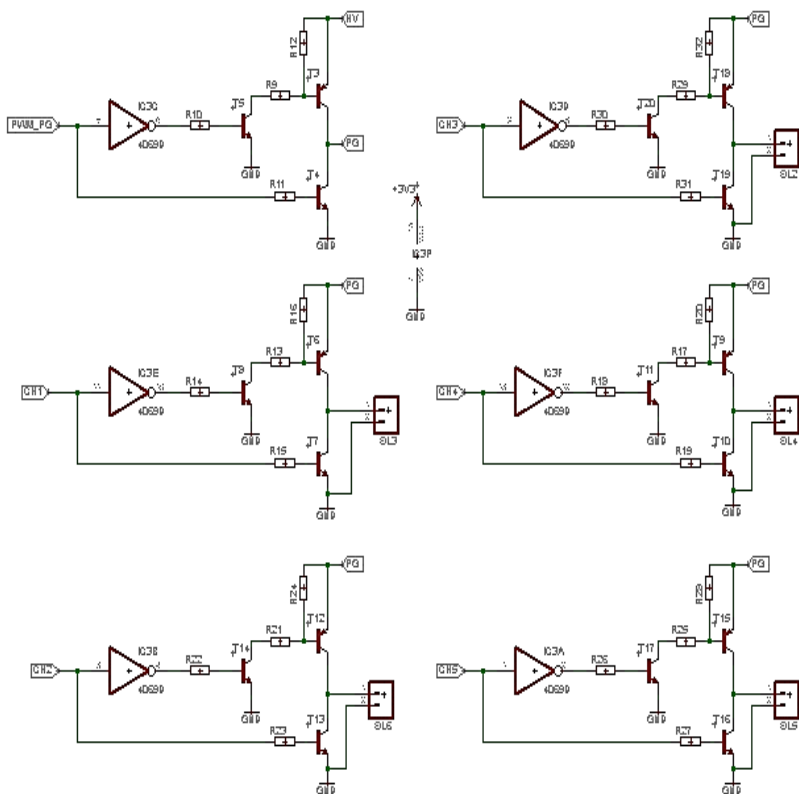


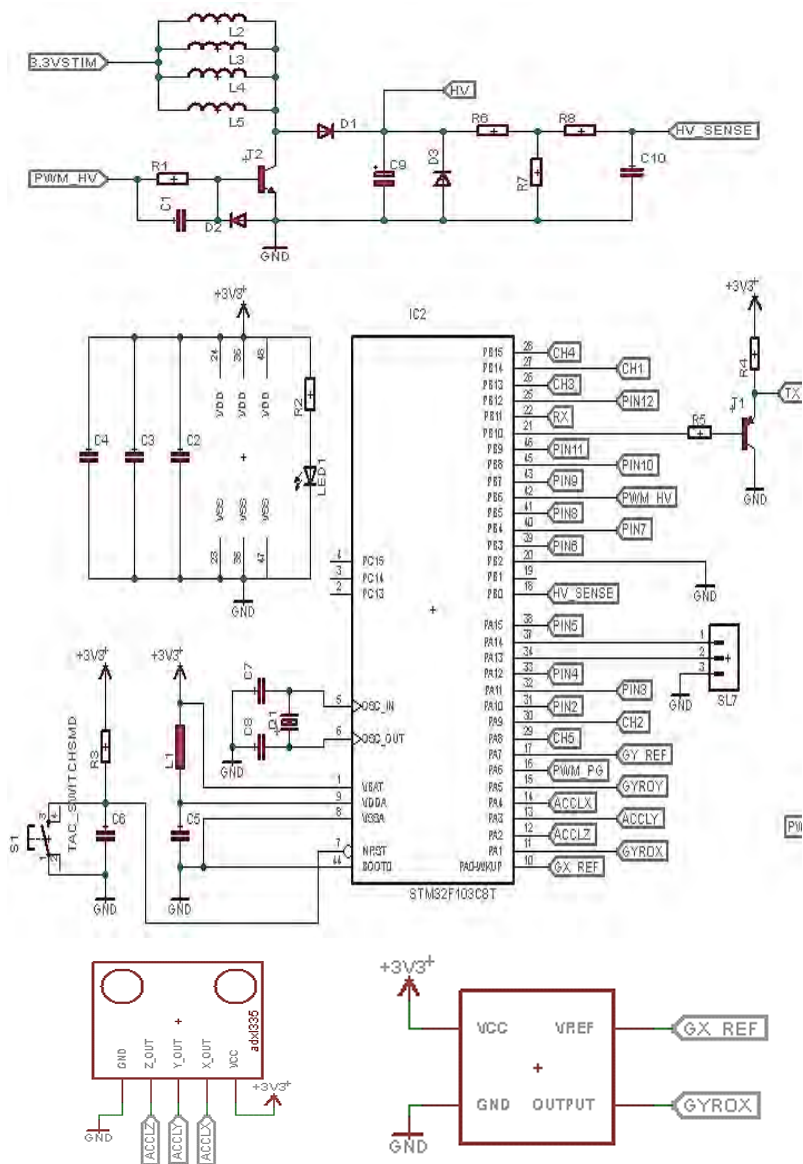


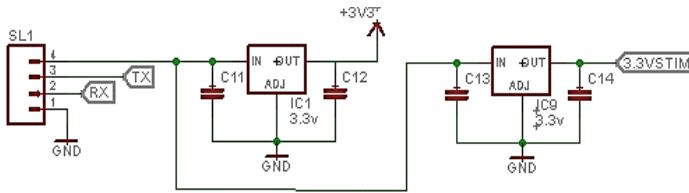




**Gambar 3. 10** Rangkaian modul *Master*  
**3.3.2.5 Modul Slave 1 pada Lengan Bawah**





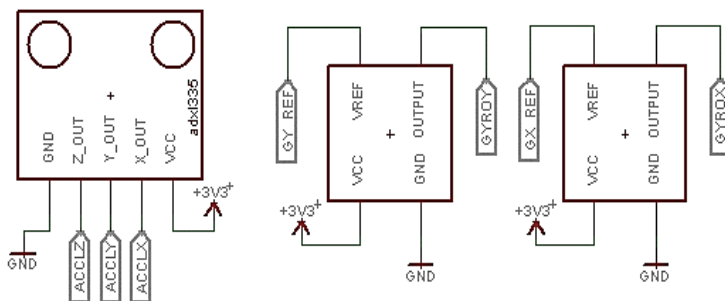


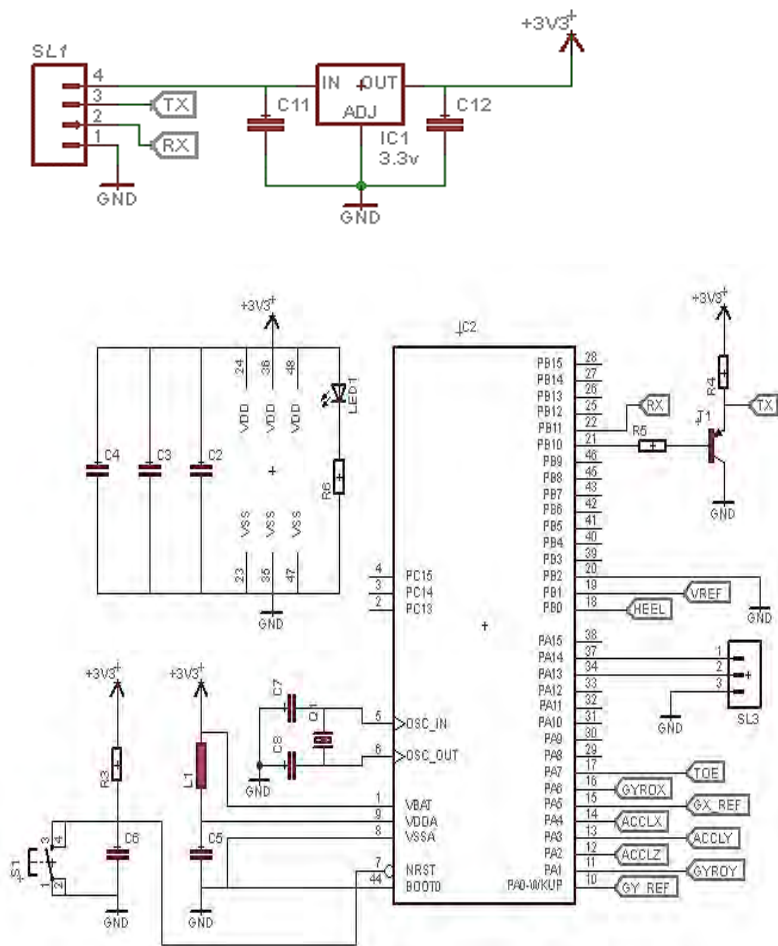
**Gambar 3. 11** Rangkaian modul *Slave 1*

Pada modul ini, terdapat 2 buah sensor yaitu *accelerometer* dan *gyroscope* untuk mendapatkan nilai *tilt* dari bagian lengan bawah. Digunakan 3 buah pin dari STM32F103C8T6 untuk mendapatkan ADC value dari sensor, 2 buah pin untuk *accelerometer* dan 1 buah pin ntuk *gyroscope*. Selain itu juga terdapat rangkaian *stimulator* dan USART 3 untuk komunikasi dengan modul *master* dan juga rangkaian *driver channel*.

### 3.3.2.6 Modul *Slave 2* pada *Punggung Tangan*

Pada modul ini, terdapat 2 buah sensor yaitu *accelerometer* dan *gyroscope* untuk mendapatkan nilai *tilt* dari bagian pergelangan tangan. Digunakan 3 buah pin dari STM32F103C8T6 untuk mendapatkan ADC value dari sensor, 2 buah pin untuk *accelerometer* dan 1 buah pin ntuk *gyroscope*. Selain itu juga terdapat USART 3 untuk komunikasi dengan modul *master*.





**Gambar 3. 12** Rangkaian modul *Slave 2*

### 3.4 Perancangan Software

Pada perancangan software, merupakan program yang digunakan pada mikrokontroler STM32F1 pada bagian *Master*, *Slave1*, *Slave2* dan *User Interface*. Secara garis besar, perancangan software pada bagian STM32F1 adalah proses akuisisi data oleh sensor dan proses perhitungan *feedback PID* untuk di hasilkan pada stimulator. Sedangkan untuk *User Interface* digunakan untuk menampilkan hasil pembacaan sensor, tegangan yang dihasilkan, *error* yang dihasilkan dan sebagai inisiasi awal berjalannya program pada mikorkontroler.

#### 3.4.1 Software pada Mikrokontroler

*Software* pada mikrokontroller akan di bahas mengenai program yang terdapat pada modul *Master*, *Slave1* dan *Slave2* yang menggunakan STM32F103C8T6. Proses awal dari mikrokontroller adalah akuisisi data dari sensor yang digunakan, dimana digunakan konversi *analog to digital converter* (ADC) dari sensor analog menjadi data digital sebesar 10 bit.

$$ADC = \frac{V_{input}}{V_{max}} * 1024 \quad (3.1)$$

Tegangan maksimum menggunakan 3.3 V yang merupakan nilai tegangan maksimum yang digunakan oleh mikrokontroler STM32F1 dengan kisaran nilai ADC adalah 0 hingga 1024. Setelah konversi data selesai dilakukan, nilai tersebut akan di simpan pada *buffer* terlebih dahulu sebelum dikirim. Penggunaan *buffer* ini bertujuan untuk menjaga keutuhan paket data sebelum di kirim kembali, sehingga saat proses pengiriman berlangsung nilai tersebut tidak akan terjadi hilangnya data karena kesalahan *time sampling* oleh *bluetooth*. Penggunaan *buffer* ini memerlukan *data parsing* atau pembagian data menjadi beberapa bagian. Hal ini dilakukan karena keterbatasan dari kapasitas buffer yang hanya 12 bit, sehingga di butuhkan *parsing* data agar data yang bernilai lebih dari 12 bit dapat di kirimkan. Berikut adalah persamaan untuk melakukan *parsing* data,

$$BufferTx[1] = n/100 \quad (3.2)$$

$$BufferTx[2] = n - Buffer[1] \quad (3.3)$$

Nilai *n* merupakan jumlah data yang akan di kirim, dan nilai 100 merupakan jumlah bit maksimum pada STM32, atau 12 bit yang sebesar 4069. Oleh karena itu di ambil suatu nilai yang memiliki nilai tidak lebih besar dari 4069 agar data dapat di kirim. Ketika proses pengiriman telah

di terima, maka proses konversi nilai kembali menjadi nilai sebenarnya harus dilakukan kembali. Proses tersebut adalah,

$$BufferRx[1] = n * 100 \quad (3.4)$$

$$BufferRx[2] = n + Buffer[1] \quad (3.5)$$

Melalui proses perkalian tersebut, maka nilai yang telah di konversi akan kembali menjadi data hasil pengolahan dari STM32 dan yang selanjutnya akan di tampilkan pada *User Interface*.

#### 3.4.1.1 Akuisisi Data melalui sensor

Untuk sensor pengukuran sudut siku dan pergelangan digunakan sensor GY-35 dan GY-61 yang di tempatkan pada setiap segmen *Upper limb*, *Lower limb* dan *Hand*. Dimana sensor tersebut adalah sensor *accelerometer* dan sensor *gyroscope*, sensor *accelerometer* memiliki 3 DOF dan *gyroscope* dengan 1 DOF. Kedua sensor ini dipilih karena prinsip kerjanya yang berbasis *micro-electro-mechanical system (mems)* dengan ukuran yang kecil dan hasil output yang bersifat analog. Sensor yang digunakan pada setiap board ini terdiri dari 1 buah sensor *accelerometer* dan 2 buah sensor *gyroscope*, hal ini dilakukan agar di dapatkan sensor dengan 5 DOF. Sehingga pengukuran dari derajat kebebasan yang dapat di ukur oleh alat ini adalah sumbu x, y, z, *roll* dan *pitch*.

##### 3.4.1.1.1 Gyroscope

*Gyroscope* adalah sensor untuk mengukur kecepatan suru dalam satuan *degree/second* dengan 1 arah gerakan. Sensor ini digunakan untuk pengukuran kemiringan/*tilt* dari suatu segmen. Dengan melakukan integral pada kecepatan sudut yang di hasilkan *gyroscope* akan di dapatkan posisi sudut *tilt* dari segmen yang diukur. Persamaan integral tersebut adalah sebagai berikut,

$$\Theta_n = \Theta_{n-1} + \omega_n * dt \quad (3.6)$$

$$\omega_n = \frac{V_{out} - V_{zero\ offset}}{S} \quad (3.7)$$

dimana nilai  $\Theta_n$  adalah posisi sudut tilt segmen yang diukur pada *time step* ke n,  $\omega_n$  adalah kecepatan sudut dari *gyroscope* pada *time step* ke n,  $V_{out}$  adalah tegangan output dari *gyroscope* pada *time step* ke n,  $V_{zero\ offset}$

adalah tegangan saat posisi diam, sedangkan S adalah sensitivitas dari *gyroscope* dan  $\Delta t$  adalah *time sampling* dari sistem ADC yang digunakan.

### 3.4.1.1.2 Accelerometer

*Accelerometer* dengan tipe GY-61 merupakan sensor dengan IC ADXL335 yang mampu mengukur percepatan sudut dalam 3 sumbu yaitu X, Y dan Z. Sensor ini digunakan untuk pengukuran *tilt* sensor, dimana *tilt* ini merupakan pengukuran lebih lanjut dari kemiringan sudut dan percepatan sudut. Untuk perubahan-perubahan yang terjadi terhadap arah gerakan dari sensor, ditunjukkan pada gambar 3.12.

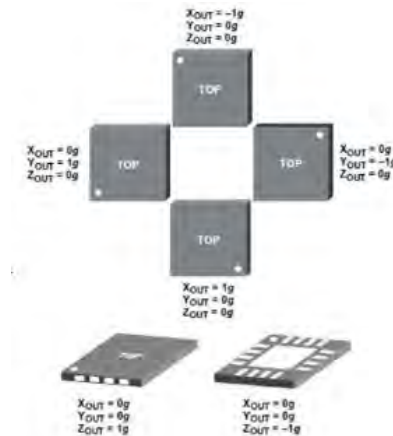
$$V_{outz} = V_{offsetz} + S * \sin \Theta$$

$$A_z = \frac{V_{outz} - V_{offsetz}}{S}$$

$$\Theta = \sin^{-1}(A_z) \quad (3.8)$$

Dimana  $V_{outz}$  merupakan tegangan keluaran pada sumbu Z,  $V_{offsetz}$  merupakan tegangan keluaran sumbu Z pada 0g, S adalah sensitivitas dari sumbu Z,  $A_z$  adalah vektor akselerasi sumbu Z dan  $\Theta$  adalah sudut hasil pengukurannya.

$$V_{outz} = V_{offsetz} + S_z * \sin \Theta$$



**Gambar 3. 13** Vektor akselerasi statik ADXL335

$$A_z = \frac{V_{outz} - V_{offsetz}}{S_z}$$

$$V_{outx} = V_{offsetx} + S_x * \sin \Theta$$

$$A_x = \frac{V_{outx} - V_{offsetx}}{S_x}$$

$$\sin \Theta = \frac{A_z}{A_x} \quad (3.9)$$

$$\cos \Theta = \frac{A_x}{A_x} \quad (3.10)$$

Dengan menggunakan kedua persamaan 3.4 dan persamaan 3.5, didapatkan perubahan sumbu *tilt* dengan perhitungan sebagai berikut,

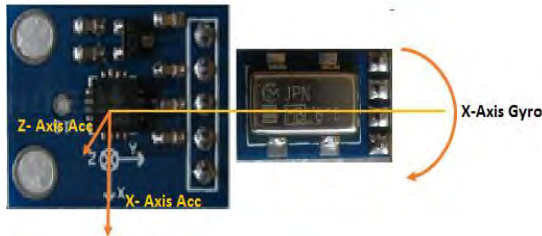
$$\frac{\sin \Theta}{\cos \Theta} = \frac{A_z}{A_x}$$

$$\tan \Theta = \frac{A_z}{A_x}$$

$$\Theta = \tan^{-1} \left( \frac{A_z}{A_x} \right) \quad (3.11)$$

Dimana nilai  $\Theta$  adalah posisi sudut *tilt* dalam satuan radian, nilai  $A_z$  sendiri merupakan nilai perubahan percepatan sudut pada sumbu Z dan  $A_x$  adalah nilai perubahan percepatan sudut pada sumbu X dalam g.

#### 3.4.1.1.3 Pemilihan Sumbu pada Sensor Accelerometer dan Gyroscope



**Gambar 3. 14** Kombinasi sumbu *Accelerometer* (X dan Z) dan sumbu *Gyroscope* X



Pemilihan sumbu untuk segmen *Master*, *Slave1* dan *Slave2* untuk penelitian ini menggunakan sumbu X dan Z pada *accelerometer* dan sumbu X pada *gyroscope*. Dimana arah pergerakan dari *gyroscope* searah dengan sumbu X dan sumbu Z dari *accelerometer*.

Persamaan untuk menghitung kemiringan sudut pada Master, Slave 1 dan Slave 2 dengan menggunakan 2 sumbu yaitu,

$$A_z = \frac{V_{outz} - V_{offsetz}}{S_z} \quad (3.12)$$

$$A_x = \frac{V_{outx} - V_{offsetx}}{S_x} \quad (3.13)$$

$$\Theta = \text{ArcTan} \left( \frac{A_z}{A_x} \right) \quad (3.14)$$

Dengan menggunakan persamaan 3.7 untuk menghitung nilai percepatan sudut pada sumbu Z dan persamaan 3.8 untuk menghitung percepatan sudut pada sumbu X, nilai  $A_z$  dan  $A_x$  dapat ditentukan. Dimana nilai tersebut memiliki satuan g,  $V_{out}$  adalah nilai tegangan output *accelerometer*,  $V_{offset}$  adalah tegangan ketika gravitasi sama dengan nol,  $S$  adalah sensitivitas dari *accelerometer* yang digunakan. Selanjutnya nilai  $A_x$  dan  $A_z$  akan dimasukkan pada persamaan 3.9 untuk mendapatkan nilai  $\Theta$  yang merupakan nilai dari posisi *tilt segmen* dari *Master*, *Slave 1* dan *Slave 2*.

#### 3.4.1.2 Digital Filter Low Pass Filter 2<sup>nd</sup> order dan Kalman Filter

Penggunaan dari *filter* ini digunakan untuk meredam *noise* yang dihasilkan dari keluaran sensor. Dengan menerapkan *digital butterworth lowpass filter* merupakan implementasi program yang akan di gunakan pada *software*. *Filter* ini dipilih karena hasil penurunan dari *filter* analog, sehingga akan lebih mudah dalam pengaturan respon frekuensi dan *filter*. Pada proses ini digunakan frekuensi *cut off* sebesar 4Hz, sehingga persamaan pada *software* menjadi,

$$y(n) = 1.6475 * y(n-1) - 0.7009 * y(n-2) + 0.0134 * x(n) + 0.0267 * x(n-1) + 0.0134 * x(n-2) \quad (3.15)$$

Nilai  $y$  merupakan hasil keluaran dari *output filter*, nilai  $x$  merupakan *input filter* atau hasil pembacaan sensor dan nilai  $n$  adalah jumlah sampel data. Dengan implementasi *filter* ini, maka hasil *output* yang sebelumnya memiliki fluktuasi yang tinggi akan memiliki hasil yang lebih halus sehingga dapat digunakan lebih baik pada *preprocessing* selanjutnya.

Untuk mendapatkan perubahan sudut dari obyek, digunakan perhitungan seperti berikut,

$$\hat{x}(n) = \hat{x}(n|n-1) + K(y(n) - H \hat{x}(n|n-1)) \quad (3.16)$$

$\hat{x}(n)$  adalah nilai pada waktu ke  $-n$ , sedangkan  $\hat{x}(n|n-1)$  adalah pada waktu yang sebelumnya, sedangkan  $K$  adalah vector penguatan Kalman. Untuk mendapatkan sudut dari pergelangan tangan, maka sudut yang terbentuk oleh pergelangan tangan atas setelah di beri *filter kalman* akan di kurangi dengan sudut yang terbentuk oleh pergelangan tangan bagian bawah setelah di beri *filter kalman*. Begitu pula dengan sudut yang terbentuk oleh pergelangan tangan.

### 3.4.1.3 PID

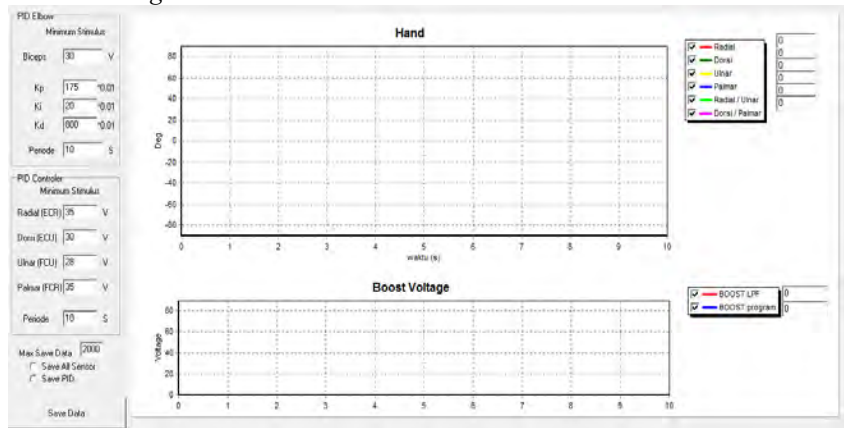
Perhitungan nilai konstanta untuk *feedback* PID di tentukan oleh nilai *latency*, *time constant*, *interval sampling* dan *gain* yang di miliki oleh pergerakan yang dimiliki oleh objek yang di ukur. Perhitungan ini di dapatkan secara *open loop* terhadap subyek yang duduk *relax* dan mengarahkan tangannya searah dengan arah gaya gravitasi bumi. Untuk mendapatkan *gain* dari obyek yang diukur, di lakukan stimulus terhadap obyek dengan stimulus yang berubah terhadap waktu. Stimulus di berikan dengan tegangan 0 V hingga 70 V selama 7 detik. Hubungan antara *input* dan *output* tersebut merupakan nilai *gain* dari obyek. Dimana *output* merupakan perubahan sudut dan *input* merupakan tegangan yang diberikan kepada obyek. Nilai minimum dan maksimum stimulus akan digunakan sebagai *input* dan perubahan ketika diberi minimum stimulus dan maksimum stimulus akan digunakan sebagai output. Sehingga di dapatkan perubahan secara linear dari obyek ketika di beri stimulus minimal hingga maksimum yang selanjutnya akan digunakan sebagai *gain* obyek yang akan di stimulus. Untuk mendapatkan nilai dari *interval sampling*, merupakan nilai yang di tetapkan berdasarkan waktu yang antara jumlah data yang di dapatkan dari hasil pembacaan sensor. Pada sistem ini digunakan frekuensi akuisisi data sebesar 100Hz, yang menghasilkan nilai interval sampling sebesar 0.01 S.

Nilai berikutnya adalah *time constant* dan *latency* yang didapatkan melalui hasil stimulus otot secara *open loop* dengan bentuk sinyal stimulus *step-shaped* sebesar 60 V. Nilai *latency* didapatkan melalui waktu yang dibutuhkan oleh obyek yang diberi stimulus untuk mengalami pergerakan 1°, atau dengan kata lain adalah *delay* / waktu yang di butuhkan obyek yang diberi stimulus bekerja setelah di beri stimulus.

Untuk mendapatkan nilai *time constant* adalah waktu yang dibutuhkan dari obyek yang di beri stimulus untuk mencapai 63% dari pergerakan maksimum yang dapat di capai. Dengan kata lain adalah waktu antara 63% dari perubahan maksimal obyek dengan waktu awal obyek akan mengalami pergerakan.

### 3.4.2 Software pada User Interface

Untuk software pada *user interface* digunakan pengembangan pada PC sebagai tampilan data sensor dan penentu nilai awal dari perhitungan PID. Tampilan data sensor ini digunakan untuk menampilkan perubahan sudut yang terjadi pada setiap segmen tangan, lalu terdapat pula penyimpanan keseluruhan data pada *database* dalam format \*.txt. Pada bagian penentu nilai awal, konstanta yang akan di atur adalah minimal stimulus yang akan dihasilkan, lama periode stimulus dan konstanta pengali pada *feedback PID*. Software yang digunakan sebagai *user interface* adalah Delphi7. Berikut adalah tampilan pada Delphi7. Sesuai pada gambar yang di atas, Delphi7 akan digunakan sebagai input konstanta dari subyek yang akan di beri stimulus. Inisialisasi awal yang digunakan adalah, tegangan minimum, periode stimulus dan nilai konstanta *feedback PID*. Untuk perhitungan nilai konstanta tersebut, terdapat pula sistem open loop terhadap obyek yang akan di beri stimulus. Hasil pembacaan sensor tersebut akan digunakan untuk perhitungan konstanta dari *feedback PID* yaitu *latency*, *time constant* dan *gain*.



Gambar 3. 15 Tampilan *closed loop* pada Delphi7

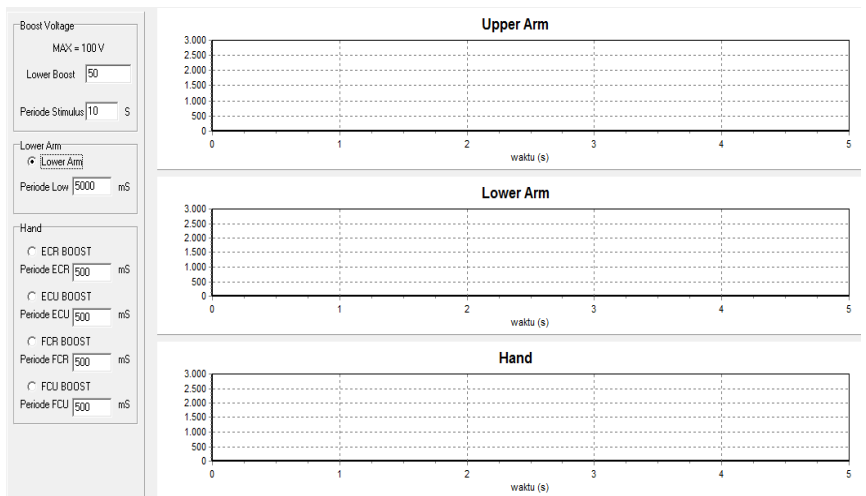
Berikut adalah tampilan sistem *open loop* pada Delphi7, dengan pengaturan inisiasi awal adalah tegangan yang di keluarkan stimulator yang digunakan sebagai *input* berbentuk *unit step* dan durasi stimulus *open loop*.

The image shows a software interface for a PID control system, divided into four main sections:

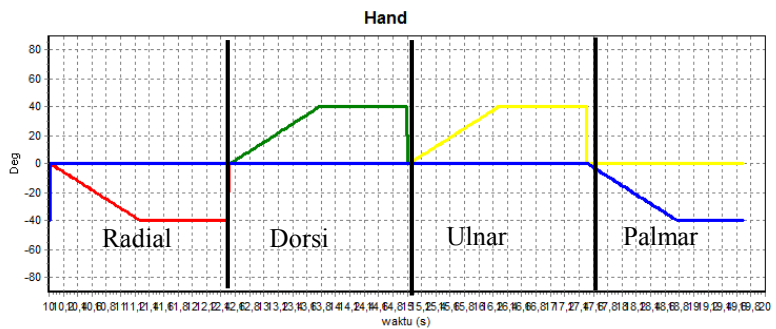
- Data Pasien:**
  - NAMA: Unknown
  - Umur: 0
  - Tanggal Lahir: XX/XX/XXXX
  - Jenis Kelamin: L / P
- PID Elbow:**
  - Minimum Stimulus: Biceps 30 V
  - Kp: 175 \*0.01
  - Ki: 20 \*0.01
  - Kd: 800 \*0.01
  - Periode: 10 S
- PID Controller:**
  - Minimum Stimulus:
    - Radial (ECR) 35 V
    - Dorsi (ECU) 30 V
    - Ulnar (FCU) 28 V
    - Palmar (FCR) 35 V
  - Periode: 10 S
  - Max Save Data: 2000
  - Save All Sensor (radio button)
  - Save PID (radio button)
  - Save Data button
- PID Open Loop:**
  - Periode: 10 S
  - Max time: 0
  - Interval Sampling: 0.01 S
  - 63 % Deg: Radial/Ulnar 0, Dorsi/Palmar 0
  - Biceps: 0
- PID computation:**
  - M =  $\frac{I2 - I1}{Time C}$
  - M = 0
  - Kp =  $\frac{0.01 * M * 0.6}{Latency}$
  - Ki =  $\frac{0.01 * M * 0.6}{Latency}$
  - Kd =  $\frac{Time C * M * 0.3}{0.01}$
  - Kp = 0, Ki = 0, Kd = 0
  - Calculate button

**Gambar 3. 16** Tampilan input nama subyek, input konstanta Kp Ki dan Kd dan *calculator* untuk perhitungan konstanta *feedback* PID.

Untuk target yang akan di capai oleh pergelangan tangan adalah sebesar  $40^0$  untuk setiap arahnya, yaitu *radial dorsi ulnar* dan *palmar*. Pergerakan sudut sebesar tersebut dicapai dengan target yang dimulai melalui sudut  $0^0$  hingga  $40^0$  selama selang waktu tertentu dan akan memiliki nilai konstan pada waktu tertentu pula. Selain itu untuk pergerakan pada pergelangan tangan adalah sebesar  $90^0$  dengan sudut awal adalah  $0^0$  dan meningkat hingga membentuk sudut  $90^0$  pada detik ke 5. Pada detik 5 hingga 10 sudut target akan sebesar  $90^0$ . Bentuk sudut ini di tunjukkan pada gambar berikut,



**Gambar 3. 17** Tampilan Delphi7 untuk *Open Loop*



**Gambar 3. 18** Target sudut pergelangan tangan

*# Halaman ini sengaja dikosongkan #*

## **BAB IV**

### **PENGUJIAN dan ANALISIS**

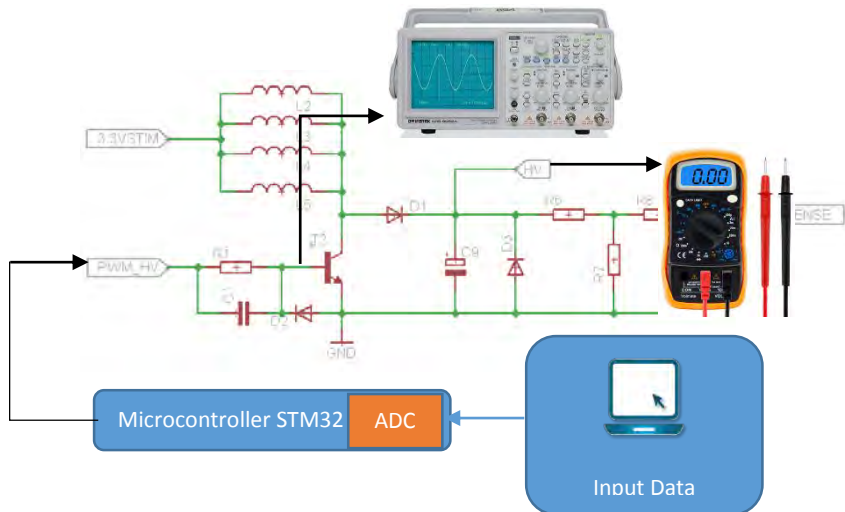
Pada bab ini dibahas mengenai hasil-hasil percobaan rangkaian dari pengujian sensor hingga pengujian hasil output stimulator yang dihasilkan. Beberapa pengujian yang dilakukan,

- Pengujian *electrical stimulator*
  - Pengujian rangkaian *boost converter*
  - Pengujian rangkaian pembangkit pulsa 200  $\mu$ S, 20 Hz, 100V
  - Pengujian *driver channel*
  - Pengujian *Open Loop* pada pergelangan tangan dan sendi siku
- Pengujian sensor
  - Pengujian sensor *accelerometer* dan *gyroscope*
  - Pengujian sudut *tilt* pada lengan atas dan lengan bawah
  - Perbandingan pengukuran tilt pada subyek normal dengan *accelerometer*, *gyroscope*, dan *kalman filter*.
  - Pengujian pembacaan sensor pada pergerakan pergelangan tangan
  - Perbandingan hasil *output* PID dengan *output* yang di inginkan.
- Pengujian stimulator dengan *feedback PID* pada subyek normal
  - Pengujian stimulator dengan *feedback PID* pada subyek normal untuk pergerakan pergelangan tangan
  - Pengujian stimulator dengan *feedback PID* pada subyek normal untuk pergerakan *elbow joint*

#### **4.1 Pengujian *electrical stimulator***

##### **4.1.1 Pengujian Rangkaian *Boost Converter***

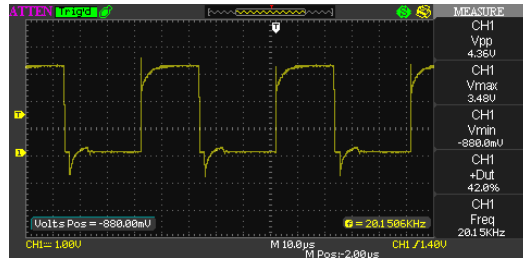
Pada pengujian ini, dilakukan dengan metode perubahan frekuensi dari 9 KHz hingga frekuensi 22 KHz diikuti pula dengan perubahan duty cycle yang akan merubah hasil tegangan *output*nya dari 10 V hingga tegangan 90 V. Perubahan frekuensi dan *duty cycle* menggunakan program dan di digitalisasi pada mikrokontroler kemudian nilai konversi tersebut akan digunakan untuk merubah nilai *duty cycle* dan frekuensi pada STM32F1C103T6. Tegangan *output* ini akan langsung di ukur pada *switching* sebelum menuju transistor dan diukur tanpa beban menggunakan *oscilloscope*. Berikut adalah gambar 4.1 metode pengujian



**Gambar 4. 1** Metode pengukuran frekuensi dan *duty cycle*

*boost converter* dan *duty cycle*. Pada gambar tersebut dapat terlihat bahwa rangkaian disupply dengan tegangan 3.3 V, lalu terdapat PWM\_HV yang digunakan sebagai input dari mikrokontroler dengan *duty cycle* dan frekuensi yang dirubah untuk mengatur *switching* dari transistor agar di dapatkan tegangan *output*. Penggunaan dari 4 induktor tersebut merupakan rangkaian yang digunakan oleh Fauzan(2011), untuk mengatasi masalah panas dan bunyi yang dihasilkan rangkaian. Sehingga pada rangkaian ini digunakan 4 induktor yang disusun secara paralel sebesar masing-masing 4,7 mH dan rangkaian ini dapat menaikkan frekuensi *switching*. Pada gambar 4.2, ditunjukkan pembacaan tegangan pada osiloskop ketika menggunakan frekuensi 20 KHz dengan *duty cycle* 40%. Sinyal ini di dapatkan pada kaki *switching transistor*. Sehingga dari gambar tersebut didapatkan bahwa mikrokontroler STM32F103C8T6 mampu untuk memberikan sinyal PWM dengan frekuensi dan *duty cycle* yang sesuai. Untuk pengujian rangkaian *Boost Converter* digunakan sebuah volmeter yang akan mengukur perubahan tegangan terhadap frekuensi dan *duty cycle* yang digunakan. Berikut adalah tabel 4.1, yang merupakan hasil pembacaan tegangan *output* berdasarkan frekuensi dan *duty cycle* yang dirubah.



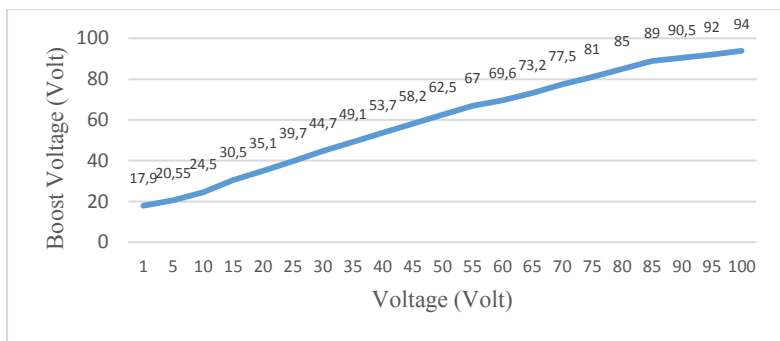


**Gambar 4. 2** Contoh hasil pembangkit sinyal PWM 20 KHz dengan *duty cycle* 42%

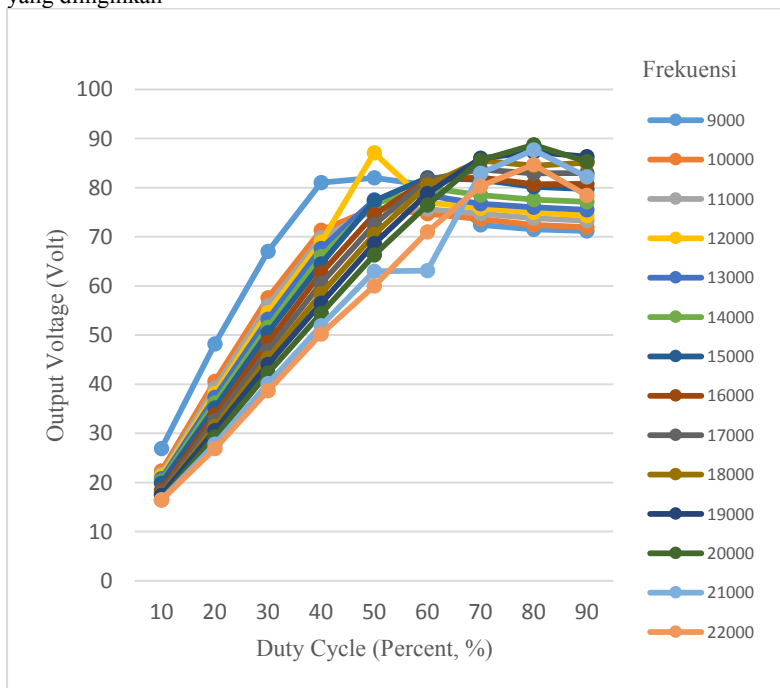
**Tabel 4. 1** Perbandingan tegangan *output* terhadap frekuensi dan *duty cycle*

Frek/Volt	10	20	30	40	50	60	70	80	90
9000	26,89	48,2	67	81	82	80,5	72,4	71,5	71,2
10000	22,37	40,6	57,6	71,3	75,8	74,7	73,6	72,4	72
11000	21,68	39,2	56	69,8	75,5	75,6	74,7	73,8	73,3
12000	21,36	38,1	54,6	68,9	87,1	77	75,8	75	74,3
13000	20,8	37,3	53,2	67,6	77,5	78,4	76,7	76	75,5
14000	20,26	36,2	51,6	66	76,7	80	78,5	77,6	77,1
15000	19,83	35,16	50,5	64,5	77,3	82	81,6	80,2	79,7
16000	18,45	33,68	48,5	62,6	74,5	81,6	82,1	80,7	80,8
17000	17,91	32,6	46,9	60,5	72,5	81,6	83,7	82,9	83
18000	17,5	31,42	45,3	58,4	70,5	80,5	85,5	84,5	85,1
19000	17,37	30,52	44	56,5	68,6	78,8	86	87,3	86,3
20000	16,53	29,3	42,3	54,4	66,3	76,5	85,6	88,7	85,3
21000	16,5	27,8	40,1	51,9	63	63,1	82,9	87,7	82,2
22000	16,4	26,9	38,7	50,2	60	71	80,3	84,7	78,4

Dapat dilihat dari tabel tersebut didapatkan sinyal tegangan *output* yang paling sesuai adalah frekuensi 20KHz, dimana nilai tegangan mendekati dengan tegangan linearnya dan tegangan tertinggi dicapai pula pada frekuensi tersebut.



**Gambar 4.3** Grafik perbandingan tegangan *output boost* rangkaian dengan *boost* yang diinginkan

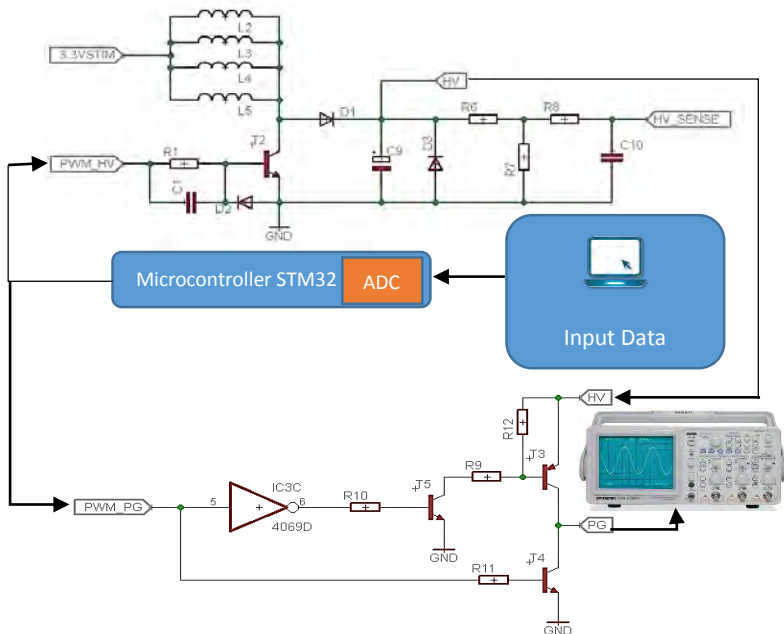


**Gambar 4.4** Perbandingan tegangan *output boost converter* dengan *duty cycle* yang digunakan

Dapat dilihat dari gambar 4.4, bahwa frekuensi tegangan akan mempengaruhi tegangan *output* yang dihasilkan. Frekuensi yang melebihi 20KHz akan memberikan tegangan *output* yang paling rendah antar frekuensi yang lain, sedangkan frekuensi 9KHz memberikan tegangan tertinggi tetapi memiliki karakteristik *output* yang tidak sesuai dengan yang di inginkan. Dari gambar 4.4, didapatkan pula bahwa semakin tingginya *duty cycle* yang digunakan maka akan semakin besar pula nilai tegangan yang di hasilkan pada *boost converter*.

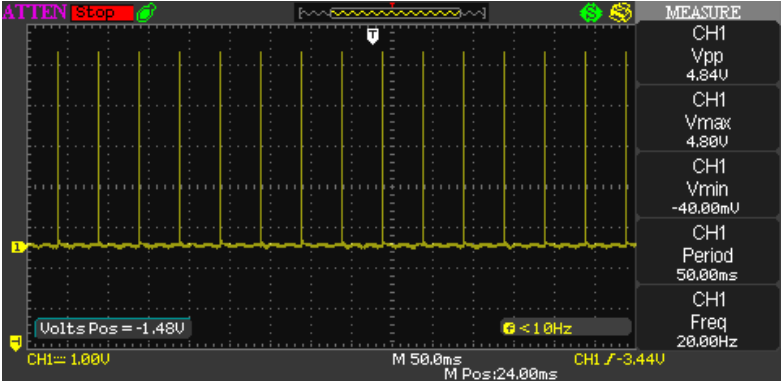
#### 4.1.2 Pengujian rangkaian pembangkit pulsa 200 $\mu$ S, 20 Hz, 100 V

Pada pengujian ini, dilakukan dengan mengukur sinyal *output* PG pada gambar 4.5. Pengukuran pulsa dilakukan tanpa diberi beban. Untuk mendapatkan pulsa 200  $\mu$ S, 20 Hz, 100 V diperlukan PWM dengan lebar pulsa 200  $\mu$ S dan frekuensi 20 Hz yang diperoleh dari mikrokontroler STM32.

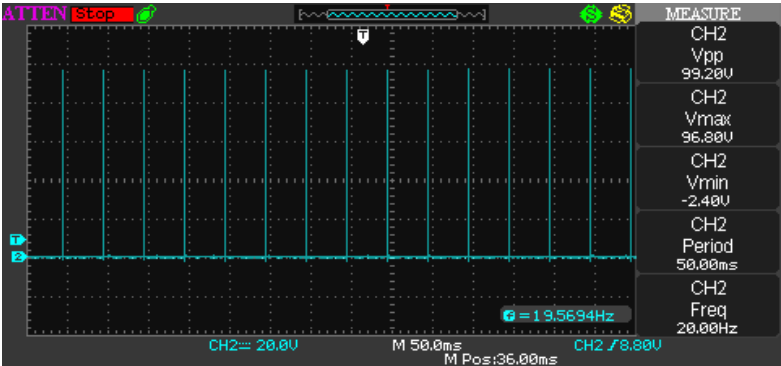


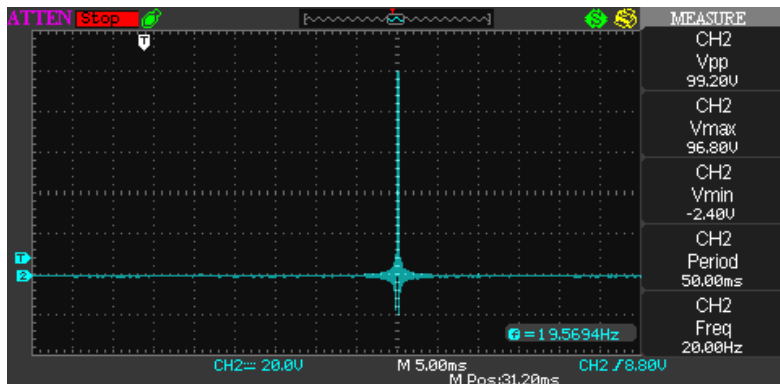
**Gambar 4. 5** Metode pengukuran tegangan pembangkit pulsa 200  $\mu$ S, 20 Hz, 100V

Pulsa tersebut akan digunakan untuk masukan pada PWM\_PG atau sebagai proses *switching* pada transistor, bentuk pulsa ini di tunjukkan pada gambar 4.6. Pada gambar 4.5, terdapat pula sinyal HV yang merupakan hasil *output* tegangan *boost converter* dengan spesifikasi 20KHz dan tegangan yang dapat diatur. Pada percobaan ini digunakan tegangan 100V sebagai *output* pada HV atau pada kaki emitor dari transistor pnp. Hasil yang diperoleh pada osiloskop sesuai dengan yang diinginkan, yaitu pulsa *output* dengan tegangan 100V, lebar pulsa 200  $\mu$ S dan frekuensi 20Hz.



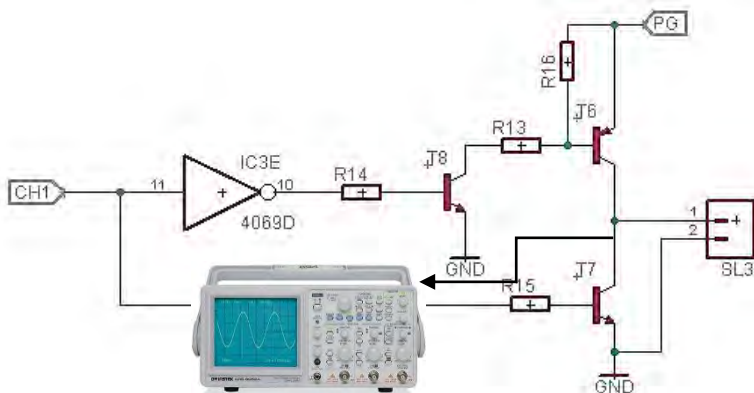
Gambar 4. 6 Pulsa 200  $\mu$ S dan frekuensi 20 Hz, input PWM\_PG





### 4.1.3 Pengujian rangkaian *Driver Channel*

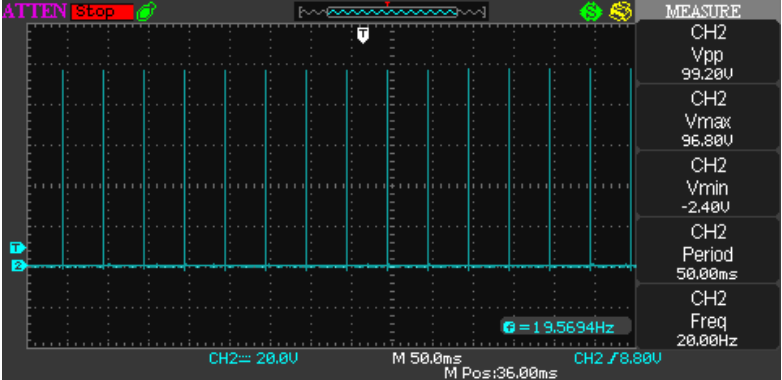
Pengujian rangkaian *driver channel*, dilakukan dengan menggabungkan kedua rangkaian sebelumnya yaitu pembangkit tegangan tinggi dan pembangkit lebar pulsa 200  $\mu\text{S}$  dan frekuensi 20 Hz. Diagram blok pengujian ini di tunjukkan pada gambar 4.8. Sinyal rangkaian ini digunakan untuk masukkan pada kaki emitor dari transistor pnp pada rangkaian *driver channel* dan pada PG akan memiliki tegangan 100 V dengan lebar pulsa 200  $\mu\text{S}$  dan frekuensi 20 Hz. Pada dasarnya rangkaian *driver channel* digunakan untuk mengatur *channel* yang akan aktif pada suatu periode tertentu.



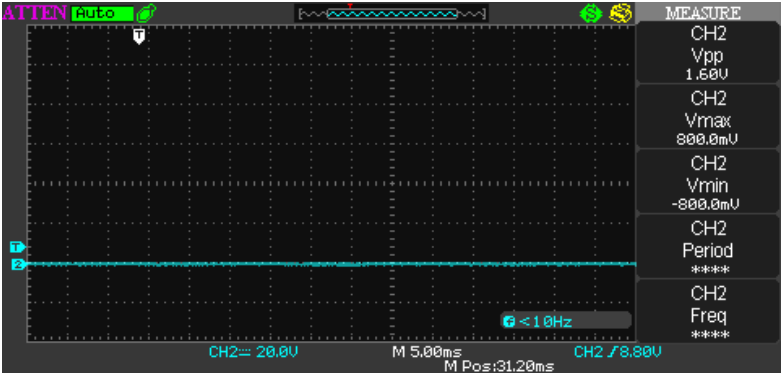
Pada rangkaian ini juga terdapat IC4069 yang digunakan sebagai inverter, dimana rangkaian ini bertujuan untuk mengamankan mikrokontroller dari tegangan dan arus balik yang dihasilkan oleh PG. Rangkaian PG sendiri memiliki tegangan maksimal hingga 100V. IC ini memiliki prinsip kerja *active low*, sehingga ketika posisi channel berada atau memiliki nilai 0 maka IC ini akan aktif dan memberikan tegangan *output* 100V pada *stimulator* dan begitu pula sebaliknya.

**Tabel 4. 2** Tabel perbandingan kondisi Channel, IC4069D dan *Output* SL3

Channel	4069D output	Output SL3
0(0V)	1(3,3V)	100V
1(3,3V)	0(0V)	0V



**Gambar 4. 9** *Output* pada SL3 ketika *channel* bernilai 0(0V)



**Gambar 4. 10** *Output* pada SL3 ketika *channel* bernilai 1(3,3V)

#### 4.1.4 Pengujian *open loop* pada pergelangan tangan dan sendi siku

Pengujian ini dilakukan dengan cara menerapkan *electrical stimulator* pada otot-otot pergelangan tangan dan otot pada sendi siku yang menyebabkan pergerakan sesuai dengan penelitian. Subyek diminta untuk duduk rilek dengan menggantungkan tangan searah dengan gaya gravitasi bumi. Untuk perubahan tegangan yang digunakan adalah tegangan minimum sebelum terjadinya pergerakan dari sendi yang di beri stimulus dan tegangan maksimum ketika terjadi pergerakan sendi maksimal yang dapat di capai. Selain itu, terdapat efek yang di timbulkan setelah otot mendapat stimulus dari *electrical stimulator* yaitu *fatigue* (rasa lelah pada otot). Untuk hasil perubahan tegangan tersebut di tunjukkan pada tabel 4.3,

**Tabel 4. 3** Hasil pengukuran tegangan minimum dan tegangan maksimum *elbow joint* pada subyek

Subyek	Minimal	Maksimal	Efek setelah
<b>A</b>	25	45	Fatigue
<b>B</b>	40	75	Fatigue
<b>C</b>	28	50	Fatigue

**Tabel 4. 4** Hasil pengukuran tegangan minimum dan tegangan maksimum *palmar* pada subyek

Subyek	Minimal	Maksimal	Efek setelah
<b>A</b>	35	60	Fatigue
<b>B</b>	40	70	Fatigue
<b>C</b>	35	50	Fatigue

**Tabel 4. 5** Hasil pengukuran tegangan minimum dan tegangan maksimum *radial* pada subyek

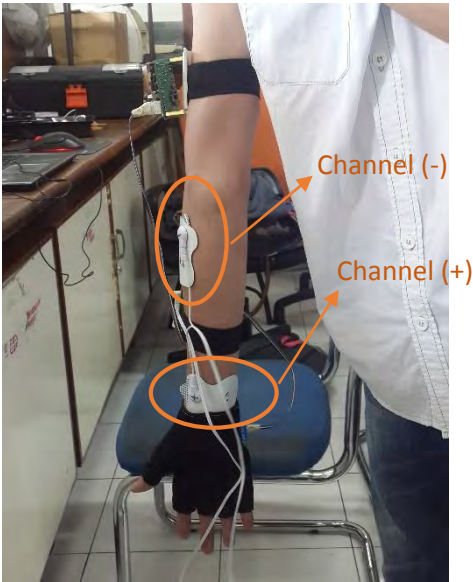
Subyek	Minimal	Maksimal	Efek setelah
<b>A</b>	30	45	Fatigue
<b>B</b>	43	65	Fatigue
<b>C</b>	35	45	Fatigue

**Tabel 4. 6** Hasil pengukuran tegangan minimum dan tegangan maksimum *dorsi* pada subyek

Subyek	Minimal	Maksimal	Efek setelah
A	30	50	Fatigue
B	40	67	Fatigue
C	35	60	Fatigue

**Tabel 4. 7** Hasil pengukuran tegangan minimum dan tegangan maksimum *ulnar* pada subyek

Subyek	Minimal	Maksimal	Efek setelah
A	25	45	Fatigue
B	40	55	Fatigue
C	30	50	Fatigue



**Gambar 4. 11** Contoh penempatan elektroda pada otot ECR untuk menggerakan pergelangan secara *radial* pada subyek A.

Berdasarkan tabel yang ada di atas, dapat dilihat bahwa besar tegangan yang menandakan stimulasi minimal dan maksimal akan berbeda pada

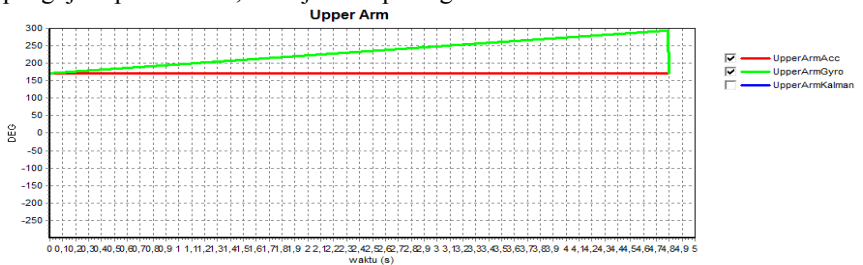


setiap subyek. Hal ini dapat disebabkan oleh beberapa faktor seperti kondisi kulit, kondisi tubuh, berat dan lain-lainnya. Tetapi perbedaannya tidak terlalu besar, sehingga hal ini menunjukkan bahwa *electrical stimulator* dapat bekerja dengan baik.

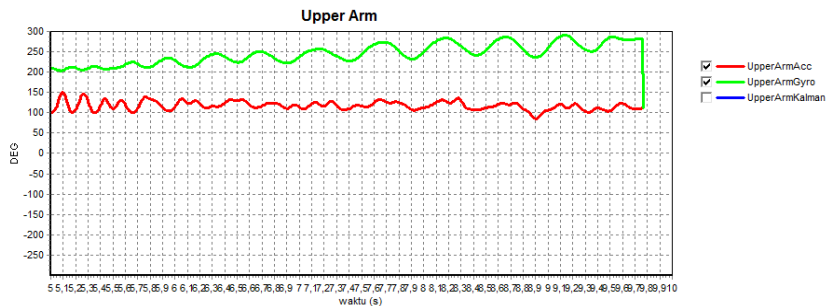
## 4.2 Pengujian Sensor

### 4.2.1 Pengujian sensor *accelerometer* dan *gyroscope*

Pengujian sensor ini dilakukan dengan mengambil data *tilt sensor* dan *gyroscope* secara bersamaan. Pada saat pertama kali, digunakan posisi  $0^0$  sebagai posisi awal dari sensor. Didapatkanlah data bahwa pengukuran *accelerometer* dan *gyroscope* dimana data *tilt accelerometer* cenderung konstan dan mendekati nilai  $0^0$  dan nilai *gyroscope* yang cenderung konstan tetapi tidak stabil menuju ke atas. Hal ini di sebabkan oleh *bias error* yang merupakan sifat dari *gyroscope*. Untuk hasil pada pengujian pertama ini, ditunjukkan pada gambar 4.12.



**Gambar 4. 12** Respon *accelerometer* dan *gyroscope* dalam keadaan  $0^0$ , hijau adalah *Gyroscope* dan Merah adalah *Accelerometer*

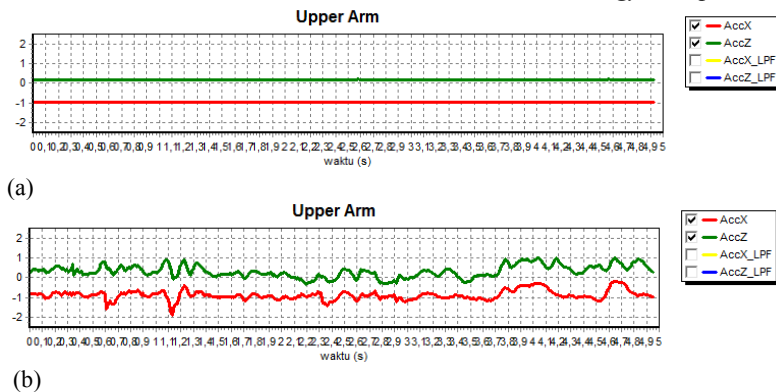


**Gambar 4. 13** Respon *accelerometer* dan *gyroscope* dalam keadaan bergerak, hijau adalah *Gyroscope* dan Hijau adalah *Accelerometer*.

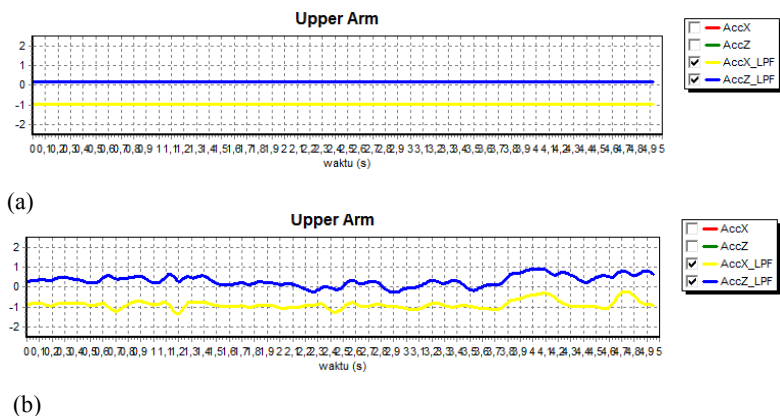
Untuk pengujian kedua digerakkan kedua sensor tersebut secara bersamaan, lalu di hitung sudut *tilt* sensor tersebut. Terlihat jelas dari gambar 4.13 bahwa pengukuran *accelerometer* akan semakin tidak stabil ketika kondisi dinamis sedangkan hasil pengukuran dari *gyroscope* akan memberikan nilai yang lebih halus ketika kondisi dinamis meskipun terdapat *bias drift*. Melalui hasil pengujian ini dapat disimpulkan bahwa *accelerometer* akan lebih akurat ketika pengukuran statis sedangkan *gyroscope* akan lebih bagus ketika pengukuran dinamis. Jika *bias drift* ini dapat di hindari, maka pengukuran yang lebih akurat dapat tercapai.

#### 4.2.2 Pengujian sudut lengan atas, lengan bawah dan pergelangan tangan menggunakan *butterworth LPF*

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui tingkat akurasi dari hasil pengukuran sudut persendian tanpa LPF dan dengan LPF. Dimana di dapatkan bahwa penggunaan LPF akan memberikan hasil yang lebih baik. Selain memberikan hasil yang lebih baik, penggunaan sensor LPF ini berguna untuk mengurangi noise akibat pergerakan tangan yang tidak stabil. Filter ini diterapkan pada seluruh keluaran sensor, berikut gambar 4.15 adalah contoh hasil keluaran *accelerometer LPF* dan *gyroscope LPF*.



(b)  
**Gambar 4. 14** Respon sensor *accelerometer* dan *gyroscope* (a) kondisi diam dan (b) kondisi bergerak



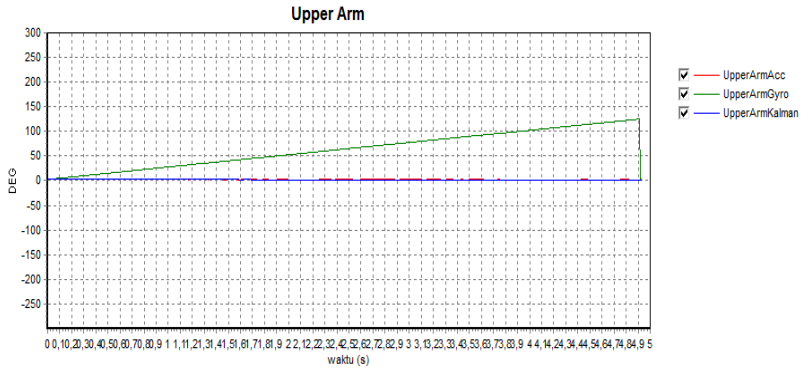
**Gambar 4. 15** Respon sensor *accelerometer* dan *gyroscope* dalam LPF (a) kondisi diam dan (b) kondisi bergerak

Berdasarkan gambar 4.14 dan gambar 4.5 didapatkan bahwa penggunaan *filter Butterworth LPF* orde 2 memberikan hasil keluaran sensor yang lebih halus dan tidak berfluktuasi. Dapat dilihat pada gambar 4.14 hasil konversi ke sudut *tilt* menggunakan keluaran *accelerometer* tanpa menggunakan *filter* terlihat banyak fluktuasi sedangkan setelah hasil tersebut memasuki proses *filter*, keluaran akan lebih halus. Untuk hasil konversi ke sudut *tilt* menggunakan *gyroscope*, dibandingkan dengan nilai yang telah di *filter LPF* tidak mengalami banyak perubahan.

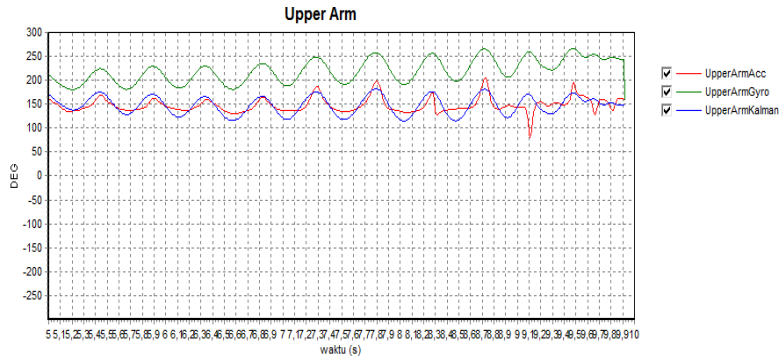
#### 4.2.3 Perbandingan pengukuran tilt menggunakan *accelerometer*, *gyroscope* dan *kalman filter*

Perbandingan hasil pengukuran sudut *tilt* pada setiap segmen tangan menggunakan sensor *accelerometer*, *gyroscope* dan *kalman filter*. *Kalman filter* pada proses ini diperlukan untuk mendapatkan nilai sensor yang lebih baik lagi meskipun telah melalui proses *filter LPF*, *kalman filter* ini berfungsi pula untuk menggabungkan karakter dari kedua sensor yang di gunakan yaitu *accelerometer* dan *gyroscope*. Sensor *accelerometer* sendiri memiliki karakter yang memiliki nilai stabil ketika keadaan statis sedangkan sensor *gyroscope* memiliki karakter yang aktual ketika mendeteksi sudut *tilt* namun cenderung memiliki nilai yang melayang (*drift*). Sehingga hasil dari kedua sensor ini akan digabungkan karakteristiknya menggunakan *kalman filter*, sehingga *outputnya* akan

memiliki pola yang sama dengan *gyroscope* dan memiliki *offset* yang sama dengan hasil dari *accelerometer*.



(a)

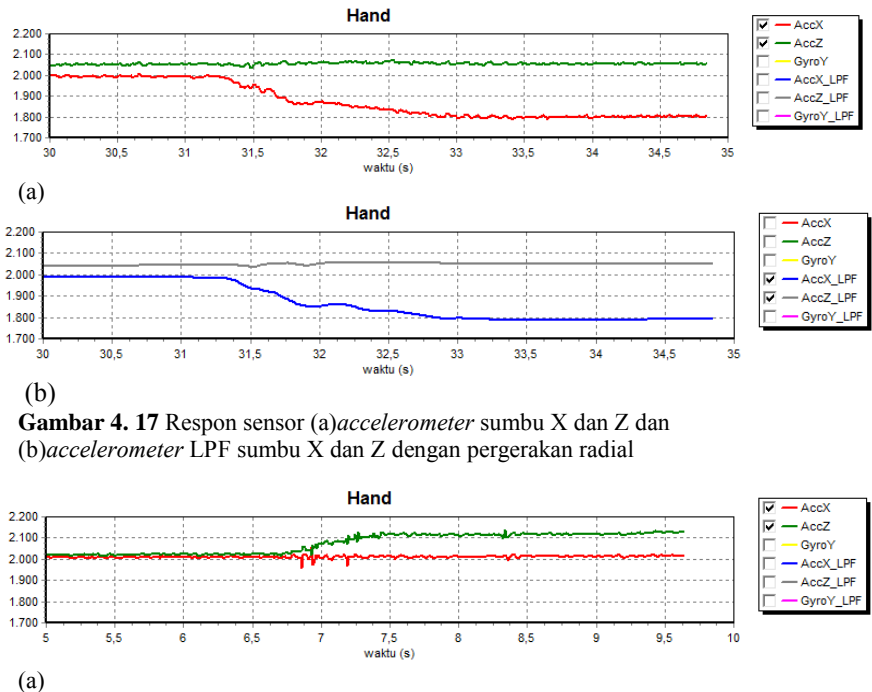


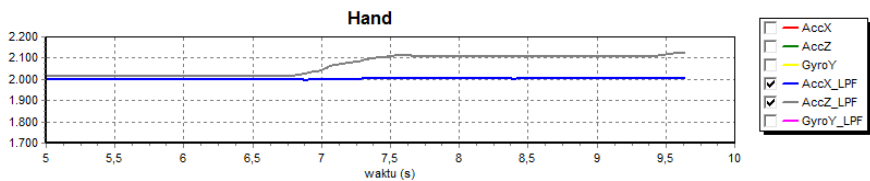
(b)

**Gambar 4. 16** (a) Respon sensor *accelerometer*, *gyroscope* dan *kalman filter* ketika kondisi  $0^0$ , merah adalah *accelerometer*, hijau adalah *gyroscope* dan biru adalah *kalman* (b) Respon sensor *accelerometer*, *gyroscope* dan *kalman filter* ketika kondisi bergerak, merah adalah *accelerometer*, hijau adalah *gyroscope* dan biru adalah *kalman*

#### 4.2.4 Pengujian pembacaan sensor pada pergerakan pergelangan tangan

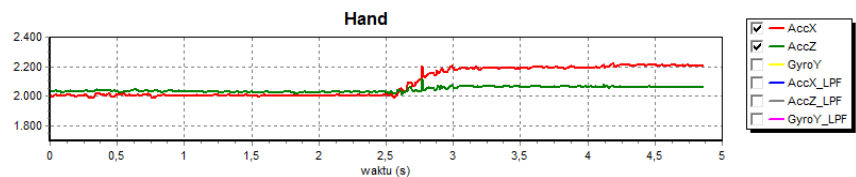
Untuk pengujian ini, dilakukan percobaan dengan mengkondisikan subyek dalam kondisi rilek dengan menggantungkan tangan searah dengan gaya gravitasi bumi. Lalu subyek di minta untuk menggerakkan tangan ke 4 arah, yaitu *radial*, *dorsi*, *ulnar* dan *palmar*. Melalui pengujian ini didapatkan bahwa pembacaan sensor *accelerometer* dengan *filter LPF* sudah cukup baik, sehingga dari percobaan ini di dapatkan bahwa penggunaan sensor *accelerometer* dengan *filter LPF* dapat mewakili pergerakan pergelangan tangan dan untuk pe prosesn *PID* pergelangana tangan akan menggunakan nilai pembacaan sensor *accelerometer* dengan *filter LPF*. Gambar 4.17 hingga gambar 4.20 adalah hasil pembacaan sensor terhadap 4 macam pergerakan yang dilakukan pergelangan tangan.





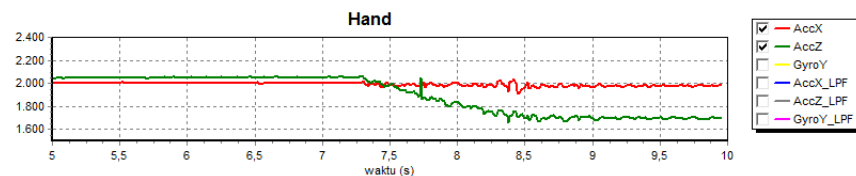
(b)

**Gambar 4. 18** Respon sensor (a)*accelerometer* sumbu X dan Z dan (b)*accelerometer* LPF sumbu X dan Z dengan pergerakan *dorsi*



(a)

**Gambar 4. 19** Respon sensor (a)*accelerometer* sumbu X dan Z dan (b)*accelerometer* LPF sumbu X dan Z dengan pergerakan *ulnar*

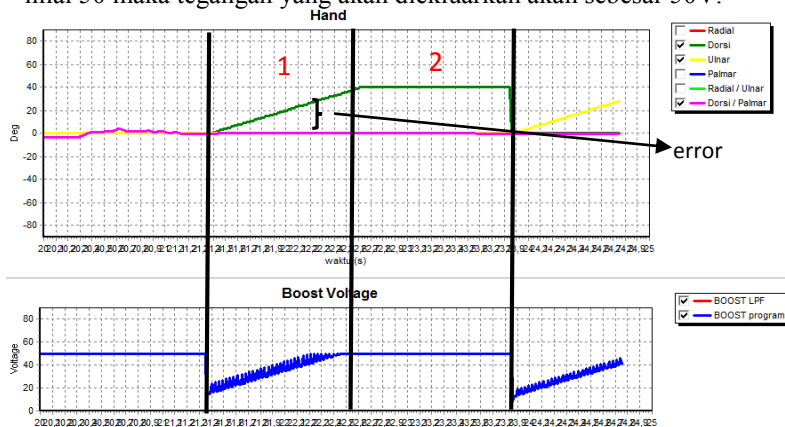


(a)

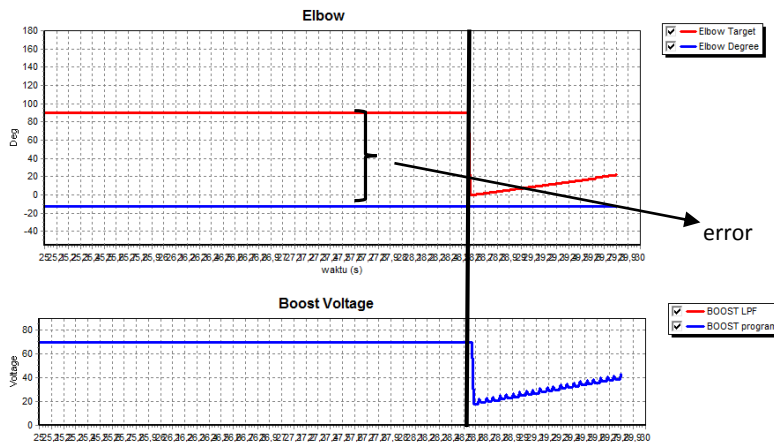
**Gambar 4. 20** Respon sensor (a)*accelerometer* sumbu X dan Z dan (b)*accelerometer* LPF sumbu X dan Z dengan pergerakan *palmar*

#### 4.2.5 Perbandingan hasil *output* PID dengan *output* yang diinginkan

Pada pengujian ini dilakukan pengukuran untuk membandingkan hasil *output* PID ketika kondisi diam dengan kondisi sensor mengikuti target. Pada gambar 4.21 merupakan contoh hasil *output* dari boost voltage terhadap target *dorsi* yang diinginkan. Dapat terlihat pada gambar tersebut, tegangan *output* akan terus meningkat seiring dengan meningkatnya target pada kondisi 1, dan pada kondisi 2 target akan memiliki nilai konstan sebesar  $40^0$  dengan nilai tegangan *output* yang tetap yaitu 50 V. Perubahan tegangan pada kondisi 1 ini disebabkan oleh perubahan target yang harus di capai, sehingga tegangan akan terus meningkat karena semakin besarnya *error* yang ada. *Error* ini didapatkan dari selisih antara target yang harus di capai dengan sudut yang di bentuk oleh pergelangan tangan. Pada kondisi 2, tegangan yang dihasilkan akan menghasilkan tegangan yang konstan yaitu 50V. Pemberian stimulus maksimal pada pergelangan tangan adalah 50 V, karena melalui data pengambilan data open loop sudah terbilang cukup untuk menghasilkan pergerakan sudut yang diinginkan. Oleh sebab itu bila otot subyek di beri stimulus lebih dari 50V, di khawatirkan subyek akan merasa kesakitan sehingga ketika dalam perhitungan *output* PID hasil perhitungan melebihi nilai 50 maka tegangan yang akan dikeluarkan akan sebesar 50V.



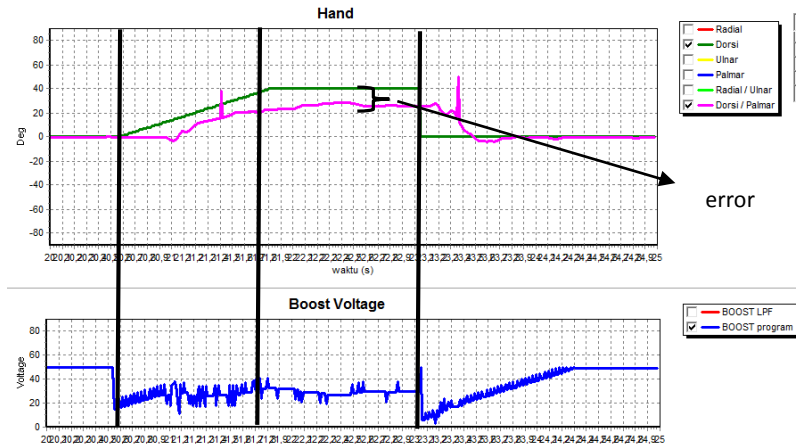
**Gambar 4. 21** Respon *output* pergerakan *radial* PID terhadap target *dorsi* yang diinginkan dengan kondisi sensor diam, garis hijau tua adalah target *dorsi*, garis biru adalah tegangan yang dikeluarkan dan garis merah muda adalah kondisi sensor *dorsi*.



**Gambar 4. 22** Respon *output* pergerakan *elbow joint* PID terhadap target *elbow joint* yang di inginkan dengan kondisi sensor diam, garis merah adalah *target elbow joint*, garis biru yang pertama adalah kondisi sensor yang tetap pada  $0^0$  dan garis biru yang kedua adalah tegangan yang dikeluarkan *boost voltage*

Pengujian menggunakan PID ini di terapkan pada 5 macam pergerakan, dimana 4 di antaranya adalah pergerakan pada pergelangan yaitu *radial*, *dorsi*, *ulnar* dan *palmar*. Pergerakan yang ke 5 adalah pergerakan pada persendian siku atau *elbow joint*, pergerakan ini menggunakan otot *biceps* yang diberi stimulus FES dengan *feedback* PID. Pada gambar 4.22 ditunjukkan contoh hasil *output* dari *boost voltage* terhadap target *flexion* sendi siku yang di inginkan. Pada gambar 4.22 menunjukkan tetapnya keluaran pada *boost voltage* pada kondisi awal. Dimana pada kondisi ini tegangan *output* maksimal adalah 70V, karena melalui percobaan *open loop* didapatkan data bahwa dengan tegangan 70V pada otot *biceps* dapat memberikan perubahan derajat yang cukup untuk membentuk sudut yang diinginkan. Pada gambar tersebut juga dapat dilihat bahwa sudut target ada pada gambar pertama bergaris merah, dengan sudut  $90^0$ . Sudut ini di bentuk perlahan naik dari sudut  $0^0$  hingga mencapai sudut  $90^0$ . Garis biru pada gambar pertama adalah sudut yang dibentuk oleh sensor ketika sensor dalam keadaan diam. *Error* pada gambar pertama di tunjukkan oleh hasil selisih antara target dengan sudut yang di hasilkan oleh pembacaan sensor. Semakin besar *error* yang di hasilkan, maka nilai hasil *output* PID akan semakin besar pula. Pada tahap berikutnya adalah gambar biru kedua adalah tegangan *output* yang di



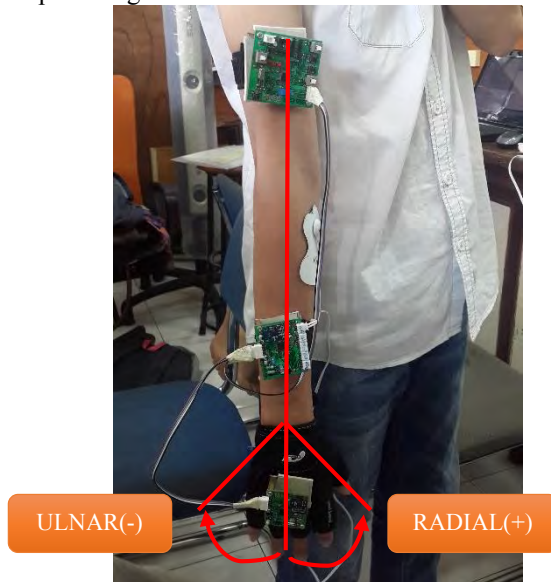


**Gambar 4. 23** Respon *output* pergerakan *dorsi* PID terhadap target *dorsi* yang di inginkan dengan kondisi sensor bergerak, garis hijau adalah target *dorsi*, garis merah muda adalah kondisi sensor yang bergerak dan garis biru adalah tegangan yang dikeluarkan *boost voltage*

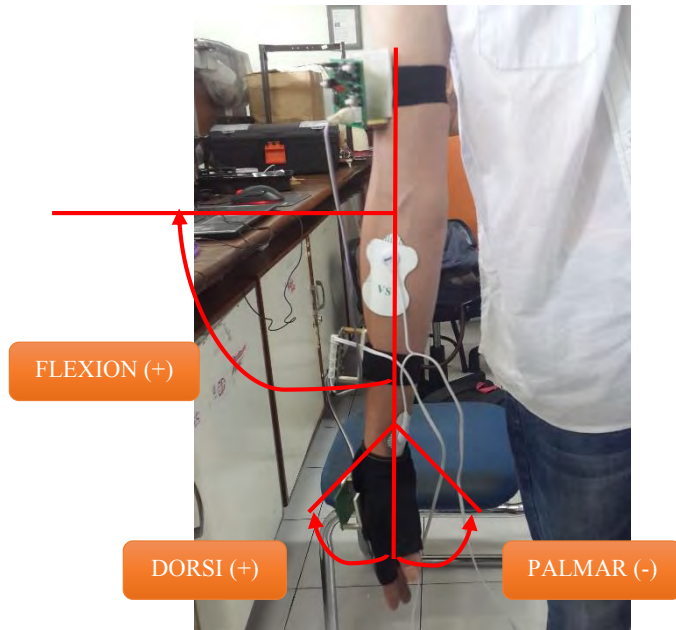
hasilkan oleh *stimulator*, pada tahap kedua ini terlihat bahwa naiknya tegangan yang di keluarkan *stimulator* secara bertahap. Hal ini di akibatkan oleh *feedback* PID masih memiliki nilai *error* yang tidak terlalu besar, dan akan bertambah dengan seiring naiknya target sudut hingga memberikan tegangan *output* 70V. Pada gambar 4.3, akan di tunjukkan gambar hasil *output* PID ketika sensor bergerak sesuai dengan arah target. Pada gambar 4.23 bagian atas terdapat garis berwarna hijau yang merupakan target yang akan di capai oleh *dorsi*, dan garis berwarna merah muda merupakan garis hasil dari pembacaan sensor secara *dorsi*. Melalui kedua garis tersebut dapat di hitung *error* yang terjadi terhadap perbedaan waktu, di mana *error* adalah selisih antara garis hijau dan garis merah muda. Nilai *error* tersebut akan digunakan untuk perhitungan PID selanjutnya, di mana semakin kecil nilai *error* yang didapat maka tegangan *output* yang dihasilkan akan semakin kecil dan begitu pula sebaliknya. Pada garis selanjutnya adalah tegangan *output* yang dikeluarkan oleh *stimulator*, dapat dilihat bahwa nilai yang di dihasilkan tidak mencapai tegangan maksimum dari stimulus yaitu 50V. Sehingga dapat di simpulkan bahwa *stimulator* bekerja sesuai dengan seharusnya. Nilai  $K_p$  yang digunakan pada percobaan ini sebesar 1.7,  $K_i$  0.189 dan  $K_d$  sebesar 8.1 dengan stimulus minimal *dorsi* 15 V.

#### 4.3 Pengujian *stimulator* dengan *feedback PID* pada subyek normal

Pengujian ini merupakan gabungan dari *electrical stimulator* dan *sistem sensor* yang di tempatkan pada otot tangan untuk menggerakkan pergelangan tangan sendi siku. Pengujian ini di bagi menjadi 2 bagian yaitu pengujian *stimulator feedback PID* untuk menggerakkan pergelangan tangan dan *stimulator feedback PID*. Prosedur dalam pengujian ini adalah subyek diminta untuk duduk rilek pada kursi dan menggantungkan tangan kanan tanpa di gerakkan searah dengan gaya gravitasi bumi. Selanjutnya dilakukan penempatan *Master*, *slave 1* dan *slave 2* pada punggung tangan, lengan bawah dan lengan atas seperti pada gambar 4.24 dan gambar 4.25 Setelah proses instalasi selesai di lakukan, proses selanjutnya adalah mengatur nilai  $K_p$   $K_i$  dan  $K_d$  pada aplikasi laptop. Nilai  $K_p$   $K_i$   $K_d$  ini digunakan untuk mengatur *tunning* tegangan *output* dengan *feedback PID* pada sendi siku. Sedangkan untuk nilai  $K_p$   $K_i$  dan  $K_d$  dari pergelangan tangan telah memiliki nilai pasti. Nilai yang perlu di atur selanjutnya adalah nilai tegangan minimal yang akan di berikan pada perhitungan PID.



**Gambar 4. 24** Instalasi perangkat *master*, *slave 1* dan *slave 2* pada lengan dan punggung tangan, dan arah pergerakan stimulus *radial* dan *ulnar*



**Gambar 4. 25** Instalasi perangkat *master*, *slave 1* dan *slave 2* pada lengan dan punggung tangan, dan arah pergerakan stimulus *flexion*, *dorsi* dan *palmar*

Nilai tegangan minimal ini akan menjadi nilai yang akan menjadi konstanta tetap dan di tambah dengan nilai perhitungan  $K_p$   $K_i$   $K_d$  yang di proses dengan nilai *error* hasil perhitungan. Nilai *error* pada pergelangan tangan di dapatkan dari pengurangan pada setiap axisnya, pergerakan ulnar dan radial merupakan pergerakan sumbu axis X sedangkan pergerakan dorsi dan palmar merupakan pergerakan sumbu axis Z. Untuk periode stimulus yang digunakan pada penelitian ini adalah 10 detik.

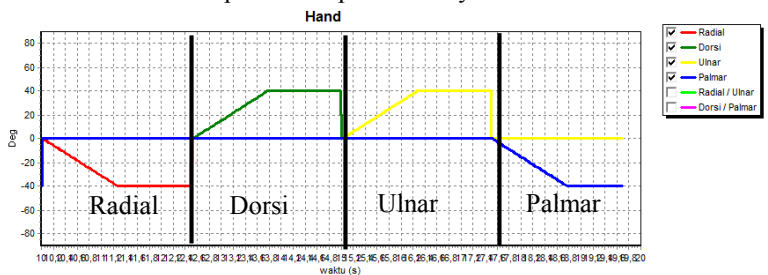
#### **4.3.1 Pengujian *stimulator* dengan *feedback PID* pada subyek *normal* untuk pergerakan pergelangan tangan**

Berikut adalah gambar-gambar hasil dari pembacaan sensor pergelangan tangan terhadap tegangan *output* stimulator dan *error* yang di dihasilkan untuk menggerakkan pergelangan tangan. Ditampilkan pula target yang harus tercapai dari setiap otot, dengan pergerakan  $0^0$  hingga  $40^0$  untuk pergerakan *radial*, *dorsi*, *ulnar* dan *palmar*. Pada percobaan ini di gunakan nilai nilai konstanta PID seperti pada tabel 4.8

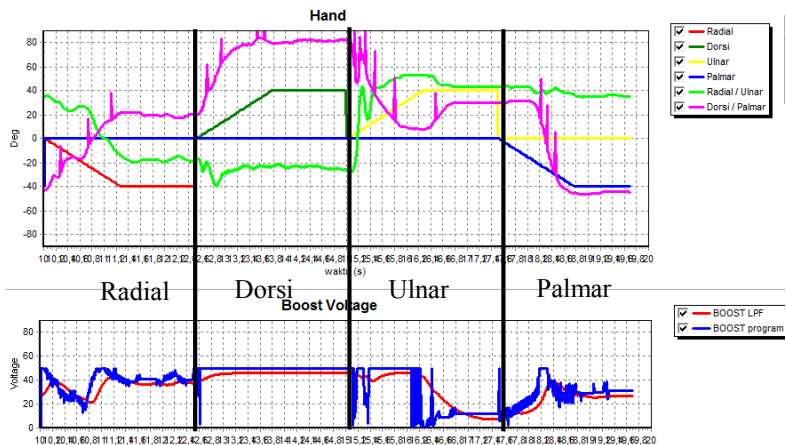
**Tabel 4. 8** Penggunaan konstanta *feedback* PID pergelangan tangan

Konstanta	Radial	Dorsi	Ulnar	Palmar
Kp	1.102	1.705	1.542	1.787
Ki	0.158	0.189	0.3214	0.119
Kd	4.431	8.1	5.785	7.15

Selain dengan adanya nilai konstanta tersebut, digunakan juga nilai minimal tegangan untuk pemberian stimulus sebelum otot berkontraksi sebesar 18V untuk pergerakan radial, 15V untuk pergerakan dorsi, 14V untuk pergerakan ulnar dan 35V untuk pergerakan palmar. Nilai-nilai tersebut didapatkan melalui hasil percobaan dengan subyek “A”. Pada gambar 4.26 menunjukkan target dari setiap arah dan pada gambar 4.27 di tunjukan hasil pembacaan sensor secara keseluruhan terhadap target dan tegangan *output* yang di keluarkan dan gambar 4.28 merupakan gambar hasil pembacaan sensor terhadap arah pergerakannya. Setiap otot yang di stimulus, akan memiliki periode 2.5 detik dan memiliki total seluruh periodenya adalah 10 detik. Dari kedua gambar tersebut terdapat garis berwarna merah muda yang merupakan hasil pembacaan sensor terhadap arah *dorsi* atau *palmar* dan garis berwarna hijau adalah garis hasil pembacaan sensor terhadap arah gerakan *radial* atau *ulnar*. Pada daerah radial, di dapatkan perbandingan antara garis hijau dengan garis berwarna merah sebagai target yang harus di capai. Pada garis hijau paling awal dimulai pada sudut  $40^0$  dari hasil stimulus periode 1 yang seharusnya dimulai pada sudut  $0^0$ . Hal ini terjadi karena arah pergerakan radial dari tangan tidak sepenuhnya sempurna mengarah ke arah *radial* melainkan terpengaruh oleh pembacaan sensor sebelumnya yaitu *palmar* yang memiliki arah *radial* pada hasil pembacaanya.

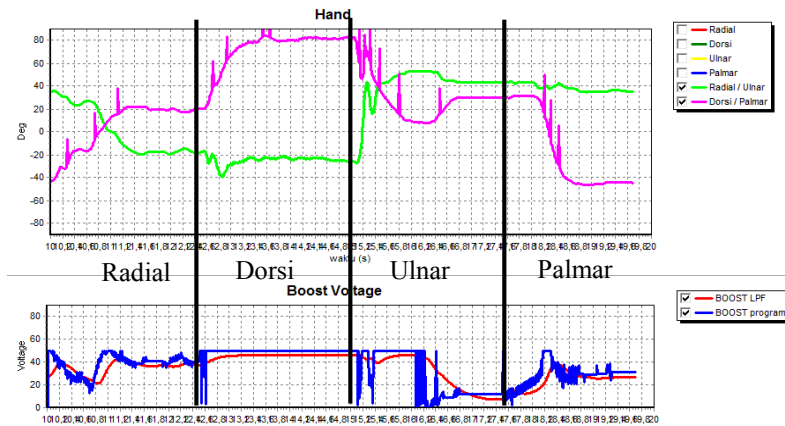


**Gambar 4. 26** Arah target pergelangan tangan yang harus dicapai



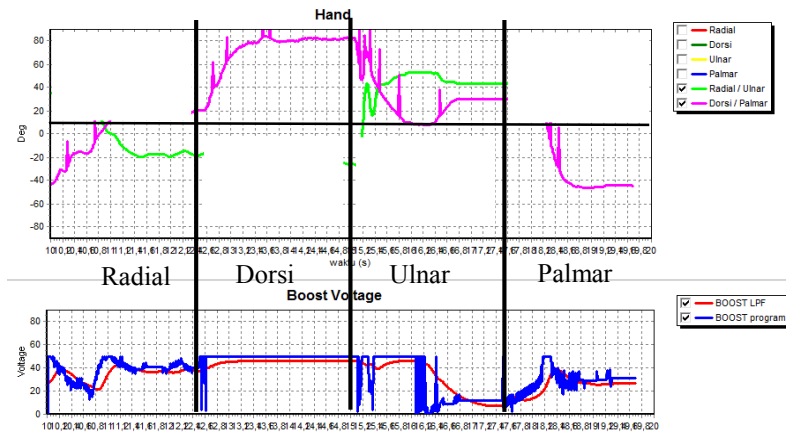
**Gambar 4. 27** Hasil pembacaan sensor pergelangan tangan terhadap target pergelangan tangan dan tegangan *output* oleh subyek A

Selain itu, hasil pembacaan tersebut dapat salah karena penempatan *electroda* pada otot yang kurang sempurna yang seharusnya hanya bergerak ke arah *radial* saja, tetapi otot lain juga terkena stimulus yang mengakibatkan pergeseran arah pergelangan tangan. Hal ini tidak hanya terjadi pada arah *radial*, melainkan hal ini juga dapat mempengaruhi pada arah pergerakan lain. Pada boost voltage periode pertama, terdapat *spike* yang merupakan hasil dari *feedback PID* radial dan menyebabkan arah pergerakan *radial* terbentuk. Pada periode yang kedua adalah pergerakan dengan arah *dorsi*, dengan garis berwarna hijau tua sebagai target yang akan di capai. Untuk pembacaan sensor dengan arah *dorsi* digunakan garis berwarna merah muda. Pada periode kedua, arah pergerakan dari garis berwarna merah muda mengalami pergeseran sudut hingga  $90^0$ . Hal ini terjadi karena nilai penggunaan dari nilai konstanta  $K_d$  yang terlalu besar. Sehingga menghasilkan tegangan *output* yang maksimal yaitu sebesar 50V, mengakibatkan sudut yang terbentuk pada dorsi mendekati sudut maksimalnya. Selain itu pada pengambilan data periode 2, terbentuknya sudut *dorsi* tidaklah sempurna melainkan terbentuknya pula sudut *radial* karena tidak tepatnya penempatan dari *electroda* yang memberi stimulus arah *dorsi*. Pada periode berikutnya adalah pergerakan *ulnar*, dengan garis berwarna kuning sebagai target yang harus di capai dan garis berwarna hijau sebagai hasil pembacaan sensor dengan arah *ulnar*. Pada periode berikutnya adalah pergerakan sudut dengan arah



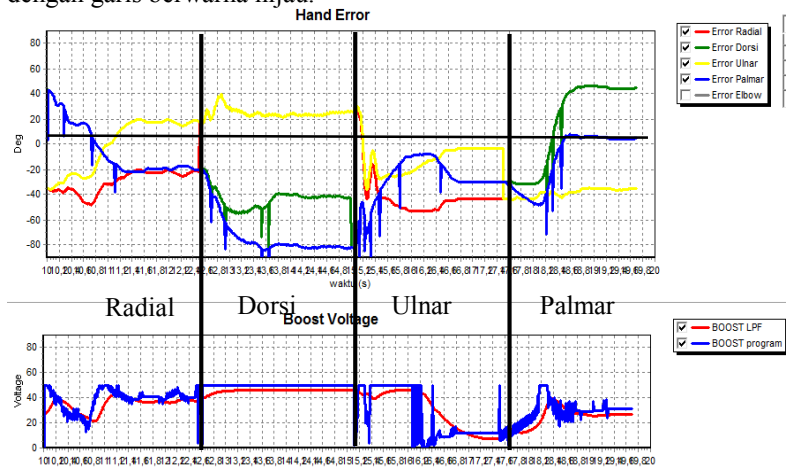
**Gambar 4. 28** Hasil pembacaan sensor pergelangan tangan terhadap tegangan *output* oleh subyek A

*palmar*. Hasil pembacaan sensor ini didapatkan pembacaan sudut yang terlalu tinggi pada awalnya, sehingga pada tegangan *output* mengalami penurunan yang menyebabkan penyesuaian pada pergerakan sudut *ulnar*. Periode yang terakhir adalah pergerakan dengan arah *palmar*, dengan sudut target berwarna biru dan hasil pembacaan sensor dengan garis berwarna merah muda. Didapatkan pergerakan sudut yang sudah sesuai dengan prinsip kerja PID mengikuti target yang harus di capai. Dari periode ketiga dan ke empat masih didapatkan hasil pembacaan sensor yang tidak seharusnya, seperti pada periode pertama dan kedua yang terpengaruh oleh otot lainnya. Sehingga pembacaan sensor 1 otot, masih mempengaruhi otot lain sehingga hasil yang didapatkan mengakibatkan adanya pergerakan pada otot lain. Contohnya pada saat pemberian stimulus *radial* atau *ulnar*, otot *dorsi* atau *palmar* akan mengalami kontraksi bersamaan dengan pemberian stimulus. Pada gambar 4.29 di tunjukkan target pada setiap arah, pada periode pertama merupakan target radial dengan pergerakan sensor pergelangan tangan berwarna hijau secara *radial*, pada periode kedua merupakan target *dorsi* dengan pergerakan sensor pergelangan tangan berwarna merah muda secara *dorsi*, pada periode ketiga merupakan pergerakan target *ulnar* dengan pergerakan sensor pergelangan tangan berwarna hijau secara *ulnar* dan periode ke empat merupakan pergerakan target *palmar* dengan pergerakan sensor pergelangan tangan berwarna merah muda secara *palmar*.

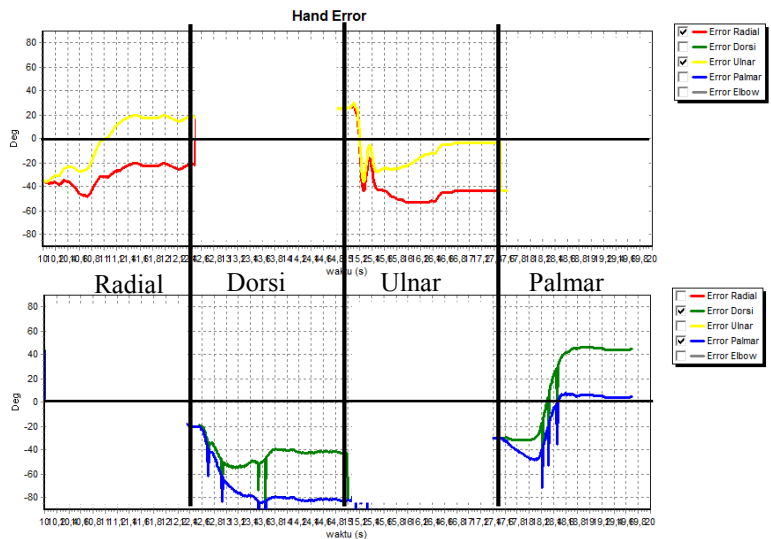


**Gambar 4. 29** Hasil pembacaan sensor pergelangan tangan dengan garis berwarna hijau (*radial/ulnar*) dan garis merah muda (*dorsi/palmar*) terhadap tegangan *output* oleh subyek A

Gambar berikutnya adalah gambar 4.30 yang merupakan hasil *error* antara target dan hasil pembacaan sensor yang digunakan. Pada periode yang pertama merupakan *error radial* yang menggunakan garis merah sebagai nilai *error*-nya. Pada periode kedua merupakan *error dorsi* dengan garis berwarna hijau.



**Gambar 4. 30** Hasil *error* dari target arah dengan sudut yang dibentuk oleh pergelangan terhadap *output* stimulator oleh subyek A



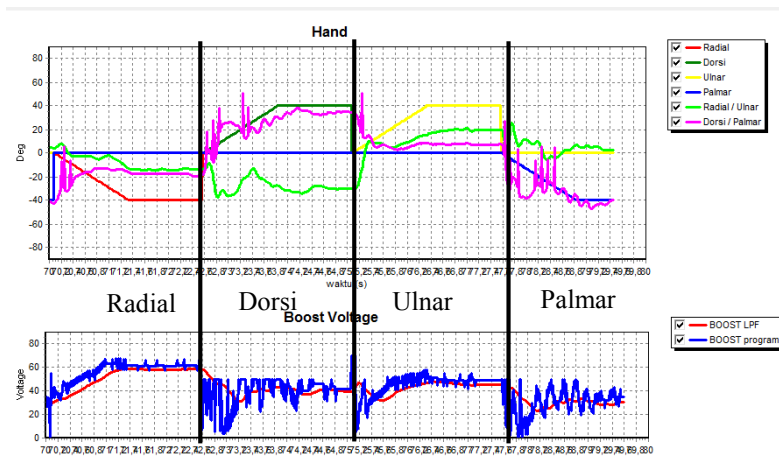
**Gambar 4. 31** Hasil *error radial* (garis merah), *ulnar* (garis kuning), *dorsi* (garis hijau) dan *palmar* (garis biru) terhadap periode geraknya oleh subyek A

Periode ketiga merupakan *error ulnar* dengan garis berwarna kuning. Periode ke empat merupakan *error palmar* dengan garis berwarna biru. Untuk gambar *error* yang lebih jelas, di tunjukkan pada gambar 4.31, Pada percobaan berikutnya digunakan nilai konstanta yang dirubah menggunakan tabel 4.10. Selain berubahnya nilai konstanta PID, subyek dan tegangan maksimum dan minimum yang digunakan untuk stimulasi pergelangan tangan juga dirubah. Pada gambar 4.32 dan gambar 4.33 di tunjukkan hasil percobaan dengan konstanta PID sesuai tabel 4.10.

**Tabel 4. 9** Penggunaan konstanta *feedback* PID pergelangan tangan untuk percobaan kedua

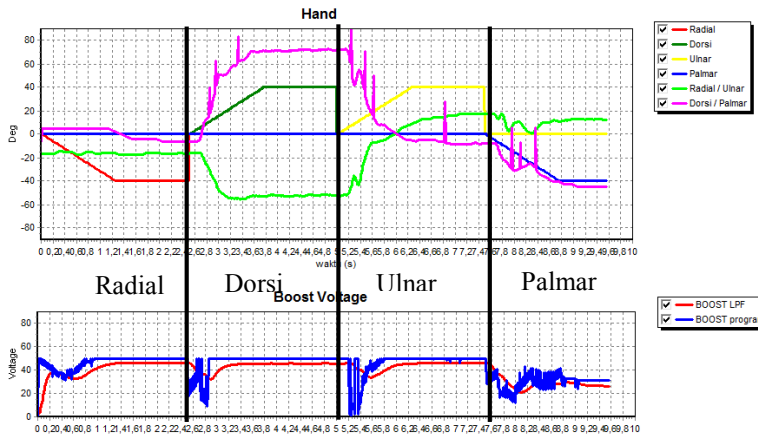
Konstanta	Radial	Dorsi	Ulnar	Palmar
Kp	1.181	2.364	1.334	1.822
Ki	0.168	0.262	0.222	0.121
Kd	4.725	11.232	5	7.29





**Gambar 4. 32** Hasil pembacaan sensor terhadap target pergelangan tangan dan tegangan *stimulator* oleh subyek D

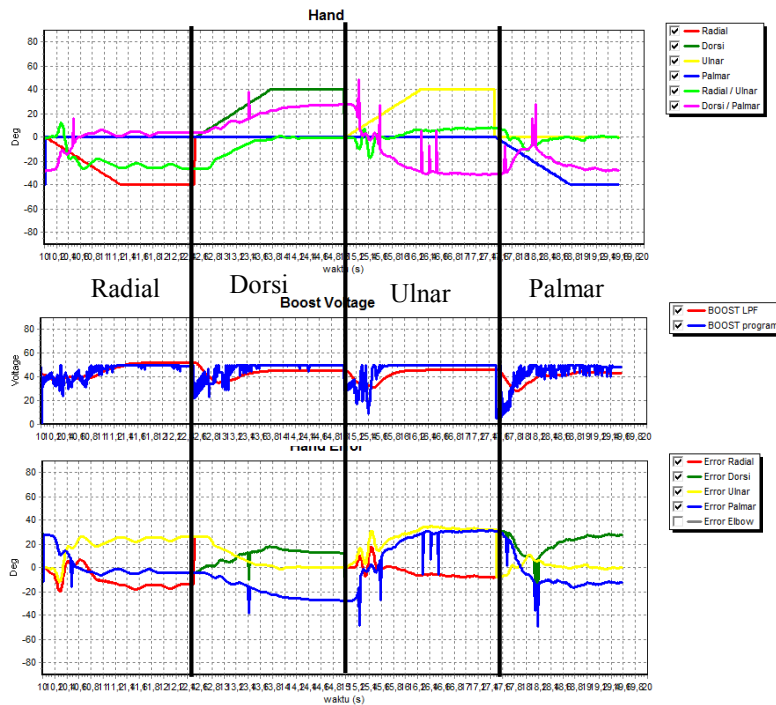
Dari gambar 4.32 didapatkan bahwa pada periode pertama pergerakan radial dengan target berwarna merah dan pergerakan sensor berwarna hijau bergerak sesuai dengan arah target. Tetapi hasil pergerakan tidak terlalu memuaskan, hal ini dikarenakan oleh penempatan posisi elektroda dan pengaruh nilai konstanta yang digunakan untuk stimulus otot *radial*. Sehingga menyebabkan tegangan *output stimulator* menjadi maksimal untuk memberikan pergerakan sudut yang diinginkan. Pada periode kedua adalah pergerakan *dorsi* dengan target berwarna biru tua dan merah muda sebagai hasil dari pembacaan sensor dengan arah dorsi. Pada periode kedua ini didapatkan hasil yang memuaskan, karena pada hasil pembacaan sensornya yang mengikuti arah pergerakan dari target *dorsi*. Pada periode ketiga, merupakan pergerakan *ulnar* dengan target berwarna kuning dan hasil pembacaan sensor berwarna hijau. Untuk hasil pembacaan ini, didapatkan hasil yang tidak terlalu bagus meskipun sudut hasil pembacaan sensor sudah mengarah ke arah *ulnar*. Hal ini terjadi karena penempatan elektroda untuk pergerakan atau penggunaan nilai konstanta yang tidak sesuai dengan subyek. Sehingga menghasilkan pergerakan sudut yang tidak sesuai. Untuk periode yang terakhir, didapatkan target *palmar* yang berwarna biru dan pembacaan sensor berwarna merah muda. Dimana didapatkan hasil yang



**Gambar 4. 33** Hasil pembacaan sensor terhadap target pergelangan tangan dan tegangan *stimulator* oleh subyek E

memuaskan, karena hasil pembacaan sensor yang mendekati dengan target yang harus di capai. Hasil percobaan yang berikutnya di tunjukkan pada gambar 4.33, dimana kondisi subyek memiliki berat 45 kg sehingga lebih kurus jika di dibandingkan dengan subyek D yang memiliki berat badan dan tinggi yang ideal. Selain itu, kondisi lengan bawah yang akan di beri stimulus memiliki diameter yang lebih kecil sehingga penempatan dari elektroda akan semakin sulit. Pada periode pertama dari pergerakan *radial*, dengan garis berwarna merah sebagai target dan hijau adalah hasil pembacaan sensor. Didapatkan pergerakan yang sesuai dengan arah *radial*, tetapi pergerakan tersebut tidak maksimal meskipun tegangan *output* telah mencapai titik maksimalnya. Hal ini di akibatkan karena penempatan elektroda yang tidak tepat pada lengan bagian bawah subyek atau dapat juga karena penggunaan konstanta PID yang tidak sesuai dengan subyek. Pada periode kedua adalah pergerakan *dorsi* dengan garis berwarna hijau sebagai target dan merah muda sebagai hasil pembacaan sensor. Pada pembacaan sensor ini, dapat dilihat pergerakan sudut yang mencapai maksimal hingga  $70^0$ , dengan tegangan *stimulator* mencapai maksimum. Hal ini terjadi karena penggunaan nilai konstanta PID yang tidak sesuai dengan subyek. Karena nilai konstanta yang terlalu besar, mengakibatkan pergerakan *output stimulator* yang terlalu tinggi. Periode ketiga adalah pergerakan dengan arah *ulnar* dengan garis berwarna

kuning sebagai target dan garis berwarna hijau sebagai hasil pembacaan sensornya. Pada periode ketiga ini didapatkan hasil yang identik dengan periode 1, di mana di dapatkan pergerakan sudut yang sesuai tetapi dengan tegangan yang telah mencapai maksimal yaitu 50V. Hal ini terjadi karena penempatan elektroda yang tidak tepat pada subyek, karena pada percobaan *open loop* pergerakan ulnar akan mencapai titik target ketika di beri stimulus berkisar 50V. Pada periode berikutnya adalah pergerakan palmar dengan garis berwarna biru sebagai target dan garis merah muda sebagai hasil pembacaan sensor. Pada periode yang terakhir ini di dapatkan pergerakan sudut tangan yang sesuai dengan target. Hal ini di indikasikan dengan sesuainya pergerakan sensor dengan target *palmar* dan dengan kata lain nilai konstanta untuk pergerakan *palmar* sesuai dengan subyek.



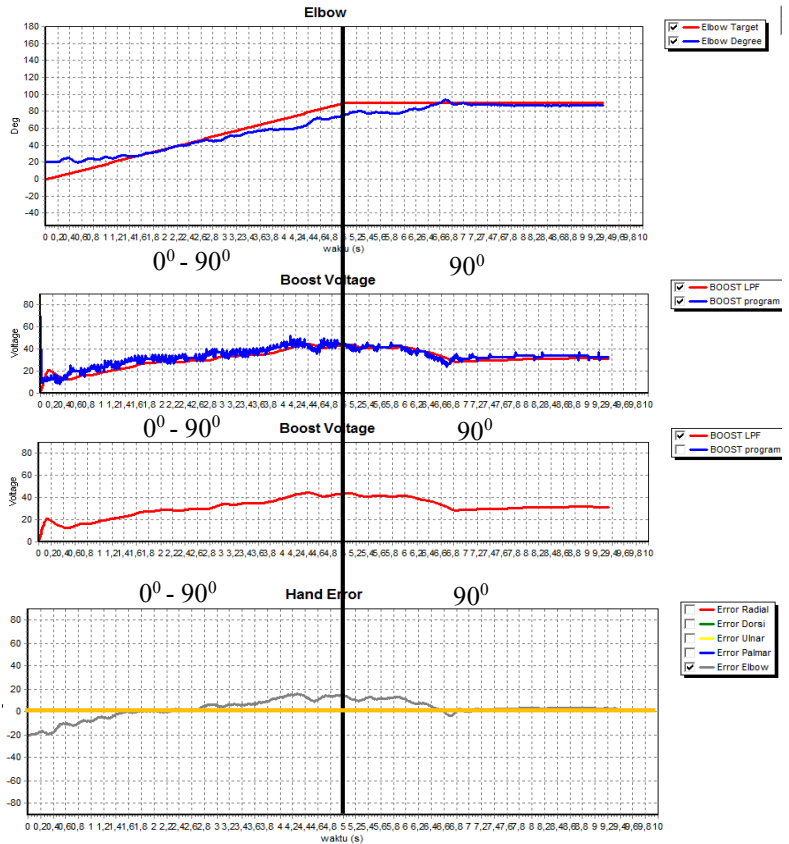
**Gambar 4. 34** Hasil pembacaan sensor terhadap target pergelangan tangan dan tegangan *stimulator* oleh subyek F

Percobaan berikutnya dengan subyek F di tunjukkan hasilnya pada gambar 4.34. Pada periode pertama dengan garis hijau sebagai pembacaan sensor *radial* dan garis merah sebagai target *radial*, sensor bergerak sesuai dengan arah target yang di inginkan yang di ikuti pula dengan maksimalnya nilai tegangan yang di keluarkan oleh *stimulator*. Tetapi pada pergerakan ini, masih tidak di dapatkan pergerakan *radial* sebesar  $40^0$ . Hal ini di sebabkan oleh titik tegangan maksimal yang digunakan yaitu 50V, tetapi nilai konstanta yang digunakan sudah sesuai dengan pergerakan dari tegangan keluaran *stimulator* dan peletakan elektroda sudah tepat. Periode berikutnya adalah pergerakan *dorsi* dengan garis hijau sebagai target dan garis merah muda sebagai hasil pembacaan sensor dengan arah *dorsi*. Didapatkan hasil pembacaan sensor yang sesuai dengan arah pergerakan dari target, tetapi memiliki karakter yang serupa dengan periode *radial*. Dimana tegangan output yang dikeluarkan telah mencapai maksimal 50V, tetapi pergerakan sudut yang di capai tidak maksimal hingga  $40^0$ . Pergerakan sudut berikutnya adalah *ulnar* dengan garis kuning sebagai target yang harus di capai dan garis hijau sebagai hasil pembacaan sensornya. Pada periode ini penempatan elektroda tidak berada pada tempat yang seharusnya. Hal ini di indikasikan dengan tercapainya tegangan output yang mencapai maksimal hingga 50V, tetapi pergerakan sensor dengan arah *ulnar* tidak mencapai sudut yang di inginkan. Meskipun demikian, otot untuk stimulasi dengan arah *ulnar* tetap memberikan pergerakan dengan arah *ulnar* dengan sudut yang mengarah ke arah *ulnar* sebesar  $10^0$ . Periode berikutnya adalah pergerakan dengan arah *palmar*, dengan garis berwarna biru sebagai target dan garis berwarna merah muda sebagai hasil pembacaan sensor dengan arah *palmar*. Untuk hasil pembacaan sensor ini memiliki karakter yang serupa dengan periode 1 dan 2, dengan hasil tegangan output yang mencapai maksimal tetapi tidak tercapainya sudut yang di inginkan. Melalui hasil pembacaan errornya, didapatkan nilai error yang mendekati nilai  $0^0$ .

#### **4.3.2 Pengujian *stimulator* dengan *feedback PID* pada subyek *normal* untuk pergerakan *elbow joint***

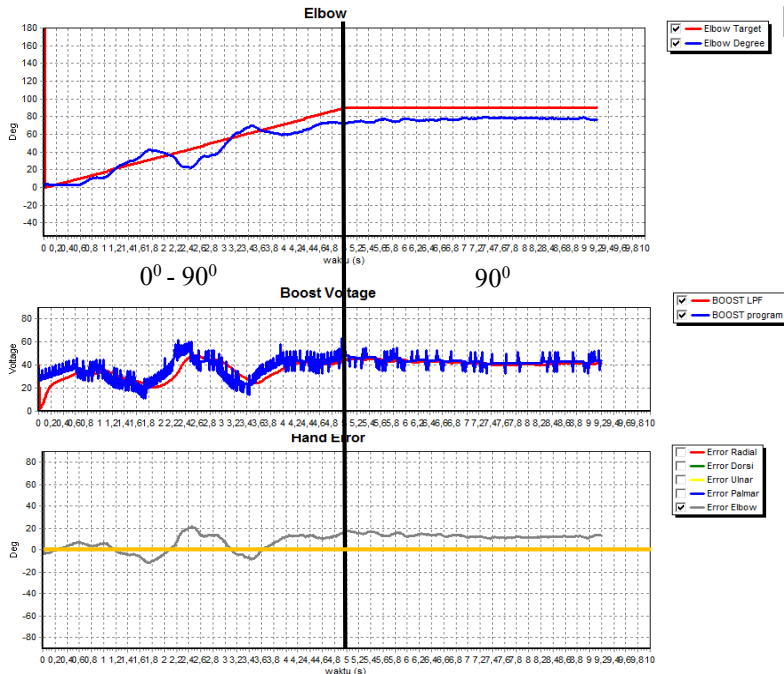
Pada pengujian ini, peletakan *electroda* dirubah untuk memberikan stimulus pada otot *biceps*. Seperti yang telah ditulis pada subab sebelumnya, untuk pengujian ini nilai Kp Ki dan Kd di tentukan secara manual untuk mendapatkan tegangan *output* yang sesuai. Untuk

pengujian ini di gunakan nilai Kp sebesar 1.75, Ki sebesar 0.2 dan Kd sebesar 8 dengan stimulus minimal 30V dan tegangan maksimal sebesar 70V. Tegangan minimal dan maksimum ditentukan sebesar tersebut karena melalui percobaan *open loop*, nilai tersebut cukup untuk memberikan pergerakan sudut yang di inginkan yakni sebesar  $90^0$  antara lengan atas dan lengan bawah dengan sudut awal yaitu  $180^0$ .



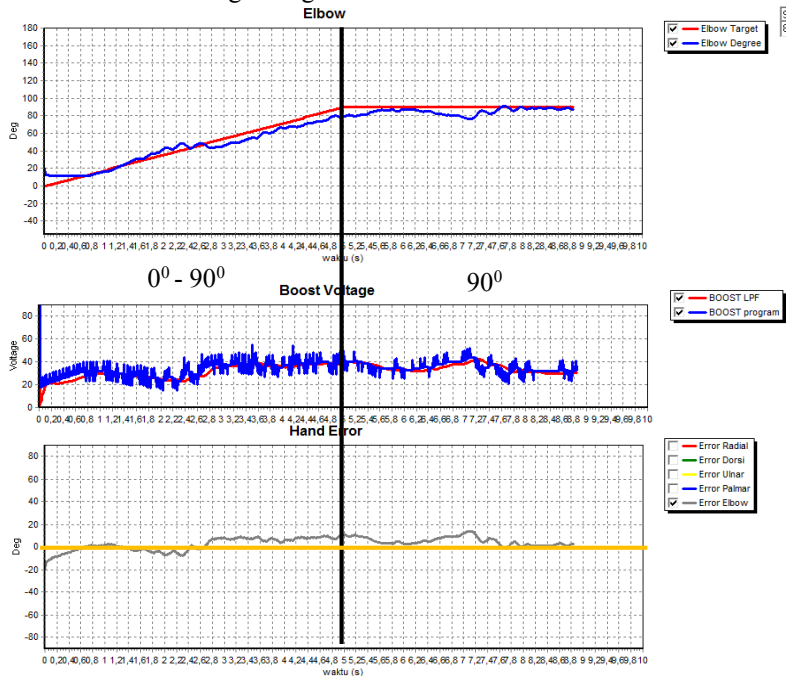
**Gambar 4. 35** Hasil pembacaan sensor terhadap tegangan *output* stimulator, target dan *error* oleh subyek A

Periode stimulus untuk 1 kali pengujian adalah 10 detik, dengan 5 detik bergerak dari sudut  $0^0$  hingga  $90^0$  dan 5 detik terakhir konstan pada  $90^0$ . Hasil dari pengujian ini di tunjukkan pada gambar 4.35. Dimana pada gambar pertama, garis berwarna merah adalah target yang di inginkan dan biru adalah hasil pembacaan dari sensor. Nilai sensor tersebut di dapatkan dari pengurangan antara lengan atas dengan lengan bawah. Pergerakan sensor dan target tersebut di ikuti pula dengan tegangan *output*nya, di mana pada periode awal  $0^0$  hingga  $90^0$  pergerakan dari tegangan *output* mengalami kenaikan mengikuti *error* nya. Pada *Boost Voltage* ditunjukkan tegangan *output* hasil perhitungan dengan garis berwarna merah dan tegangan *output* yang di keluarkan pada *stimulator* dengan garis berwarna biru. Melalui gambar tersebut dapat diambil beberapa hal, bahwa *feedback PID* bekerja dengan baik. Hal ini di indikasikan dengan mendekatinya nilai *error* yang di peroleh.



**Gambar 4. 36** Sudut *elbow joint* terhadap tegangan *output* stimulator, target dan *error* oleh subyek D

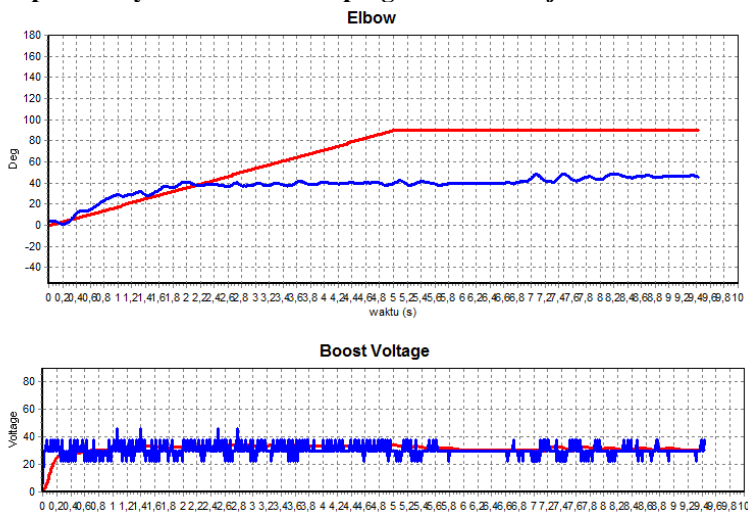
Gambar 4.36 merupakan gambar hasil pembacaan sudut *elbow joint* terhadap tegangan yang di hasilkan *stimulator* dan *error* nya. Nilai konstanta yang digunakan adalah Kp sebesar 175, Ki sebesar 20 dan K sebesar 800 dengan tegangan minimal sebesar 30V, garis merah merupakan target yang harus di capai dengan garis biru merupakan hasil pembacaan sensor atau sudut yang terbentuk antara lengan atas dan lengan bawah. Pada periode yang pertama merupakan pergerakan sudut *elbow joint* dari  $0^0$  hingga  $90^0$  dan pada periode kedua merupakan target yang memiliki nilai konstan yaitu  $90^0$ . Pada periode pertama terdapat osilasi yang terjadi pada pembacaan sensor dan terjadi pula pada *output stimulator*, di mana pada saat tersebut terjadi *feedback PID* sedang bekerja untuk menghasilkan *output stimulator* yang sesuai agar mendapatkan sudut yang dikehendaki. Pada percobaan ini, hasil yang di kehendaki sesuai dengan target.



**Gambar 4. 37** Sudut *elbow joint* terhadap tegangan *output stimulator*, target dan *error* oleh subyek G

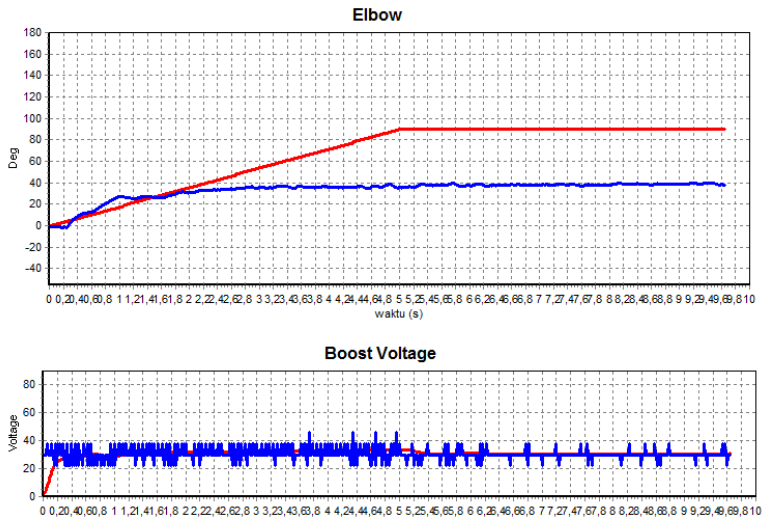
Dimana pergerakan sensor mendekati dengan pergerakan dari target dan pada pembacaan *error* didapatkan pula nilai *error* yang mendekati nilai  $0^0$ . Percobaan pengukuran *elbowjoint* berikutnya di tunjukkan pada gambar 4.37. Dengan menggunakan nilai konstanta dan minimum stimulus yang sama dengan percobaan subyek sebelumnya. Pada periode pertama  $0^0$  hingga  $90^0$ , didapatkan pergerakan sudut *elbowjoint* dari  $0^0$  hingga  $90^0$  yang di gambarkan dengan warna biru dan target yang harus di capai pada garis berwarna merah. Didapatkan hasil pembacaan sensor sesuai dengan target yang di inginkan, di mana pada pembacaan *error* mendekati nilai  $0^0$  yang menandakan bahwa *feedback* PID berkerja dengan baik. Pada gambar Boost Voltage garis berwarna biru adalah tegangan yang dikeluarkan pada *stimulator* dan garis berwarna merah adalah tegangan yang di hasilkan oleh perhitungan mikrokontroler. Pada periode kedua dengan pergerakan target yang konstan, didapatkan hasil pembacaan sensor yang bergerak searah dengan target. Di ikuti dengan nilai *error* yang bergerak mendekati nilai  $0^0$ .

#### 4.3.3 Pengujian *stimulator* dengan mengganti konstanta *feedback* PID pada subyek normal untuk pergerakan *elbow joint*

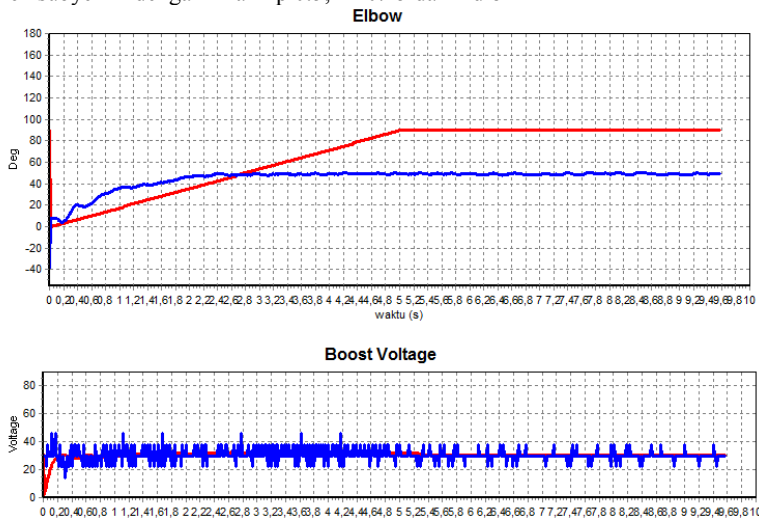


**Gambar 4. 38** Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan *output* stimulator oleh subyek A dengan nilai  $K_p$  0.25,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  8

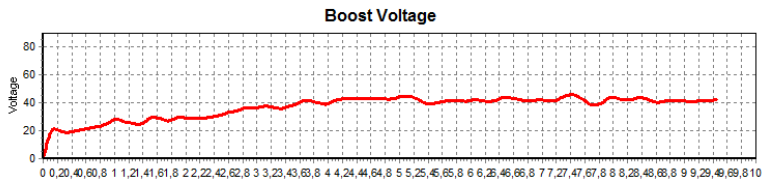
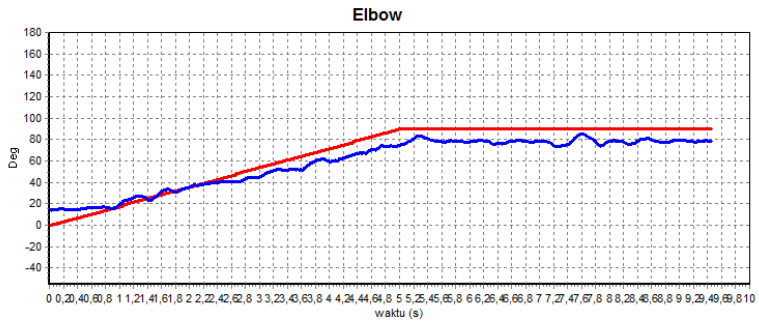




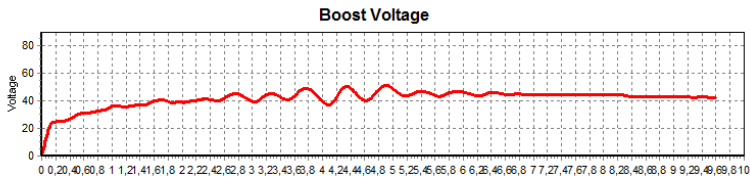
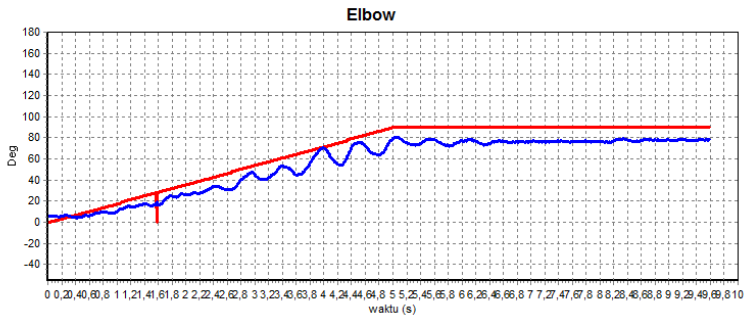
**Gambar 4. 39** Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan *output* stimulator oleh subyek A dengan nilai  $K_p$  0.5,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  8



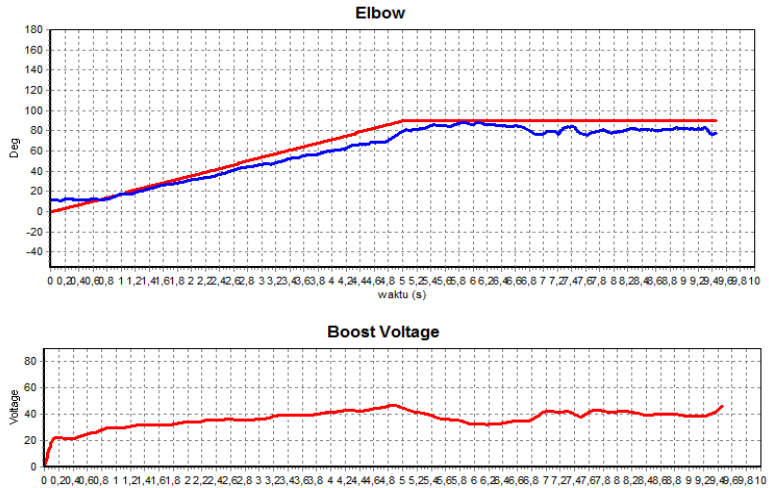
**Gambar 4. 40** Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan *output* stimulator oleh subyek A dengan nilai  $K_p$  0.75,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  8



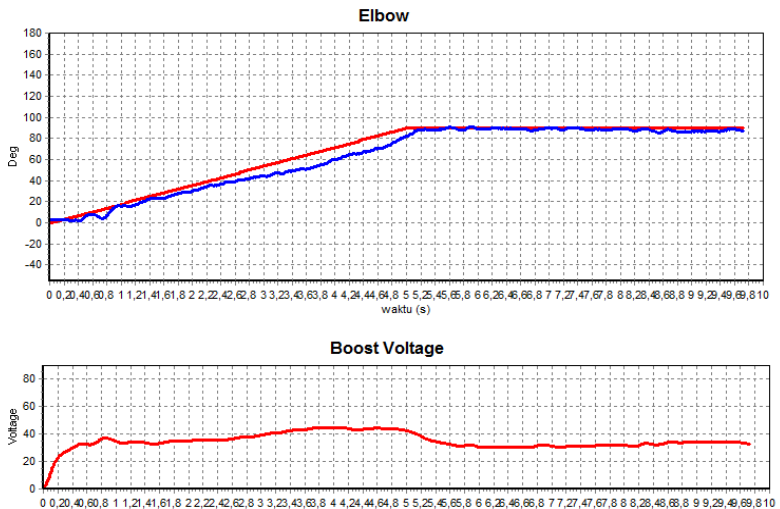
**Gambar 4. 41** Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan *output* stimulator oleh subyek A dengan nilai  $K_p$  1,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  8



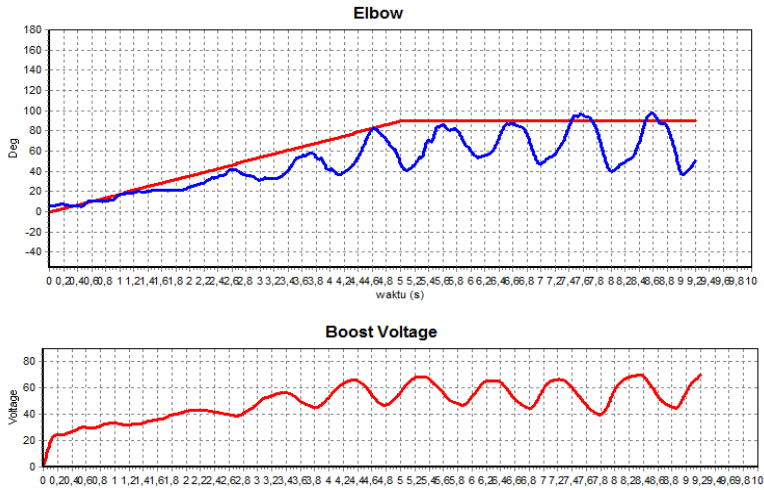
**Gambar 4. 42** Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan *output* stimulator oleh subyek A dengan nilai  $K_p$  1.25,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  8



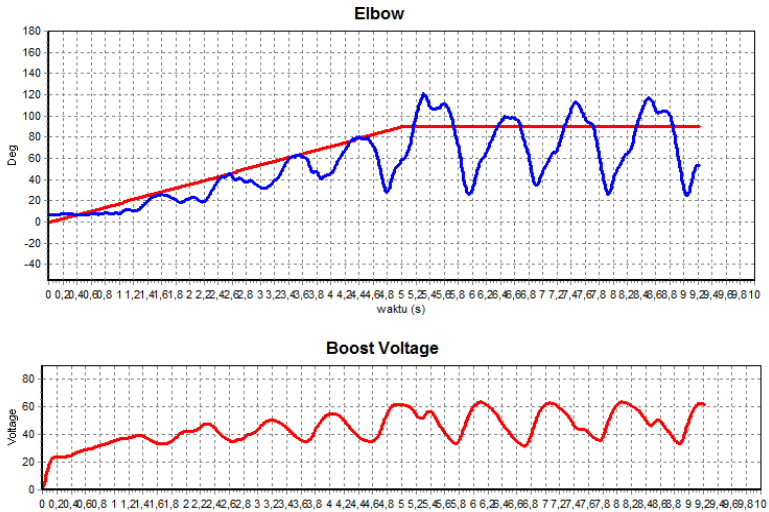
**Gambar 4. 43** Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan *output* stimulator oleh subyek A dengan nilai  $K_p$  1.5,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  8



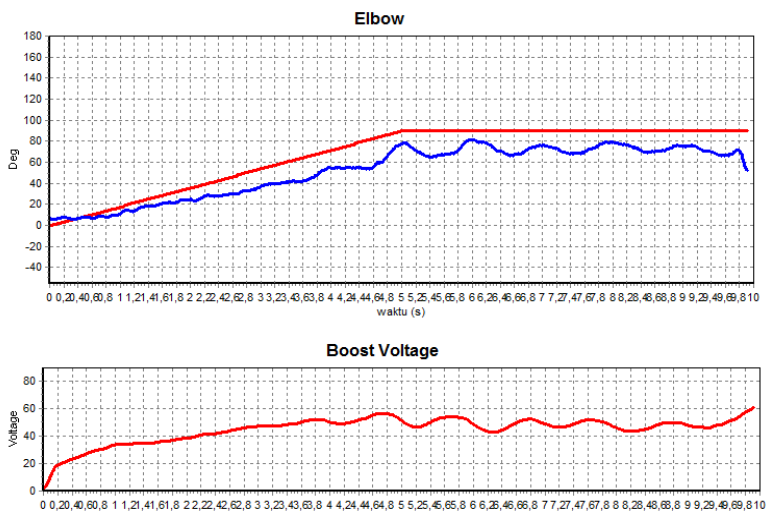
**Gambar 4. 44** Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan *output* stimulator oleh subyek A dengan nilai  $K_p$  1.75,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  8



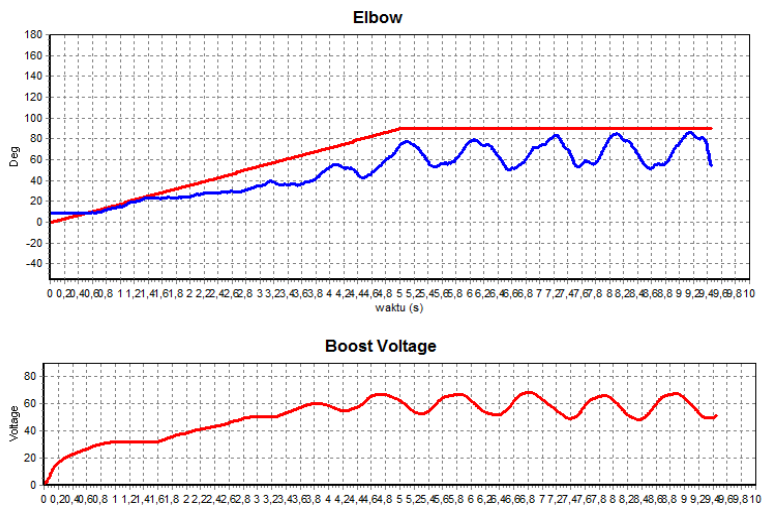
**Gambar 4. 45** Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan *output* stimulator oleh subyek A dengan nilai  $K_p$  1.75,  $K_i$  0.5 dan  $K_d$  8



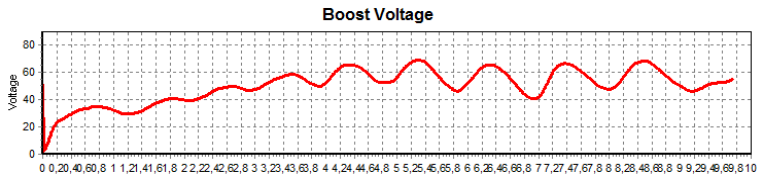
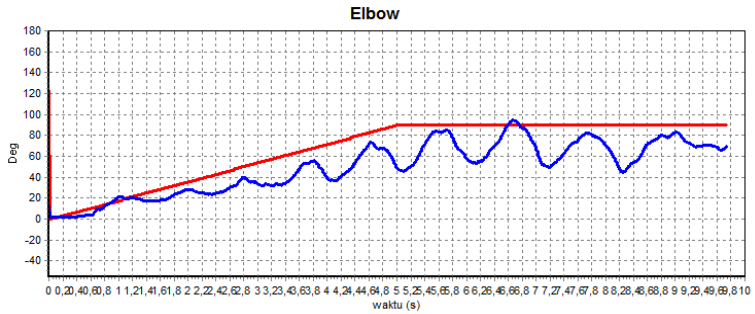
**Gambar 4. 46** Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan *output* stimulator oleh subyek A dengan nilai  $K_p$  1.75,  $K_i$  0.75 dan  $K_d$  8



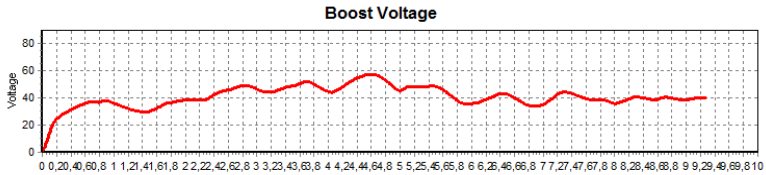
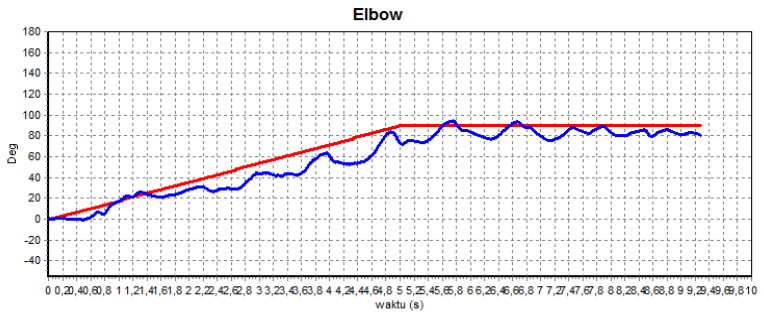
**Gambar 4. 47** Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan *output* stimulator oleh subyek A dengan nilai  $K_p$  1.75,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  1



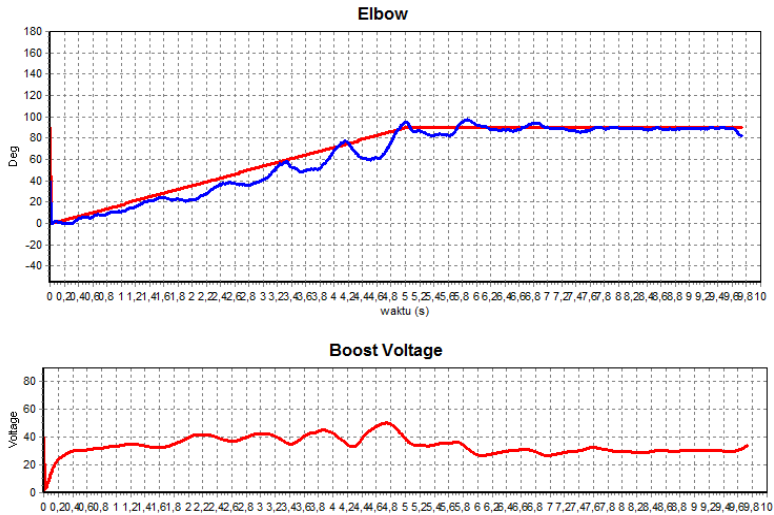
**Gambar 4. 48** Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan *output* stimulator oleh subyek A dengan nilai  $K_p$  1.75,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  2



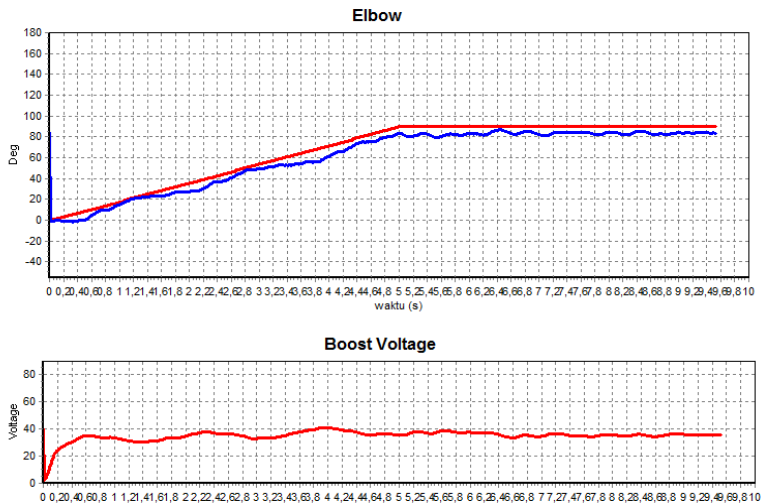
**Gambar 4. 49** Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan *output* stimulator oleh subyek A dengan nilai  $K_p$  1.75,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  3



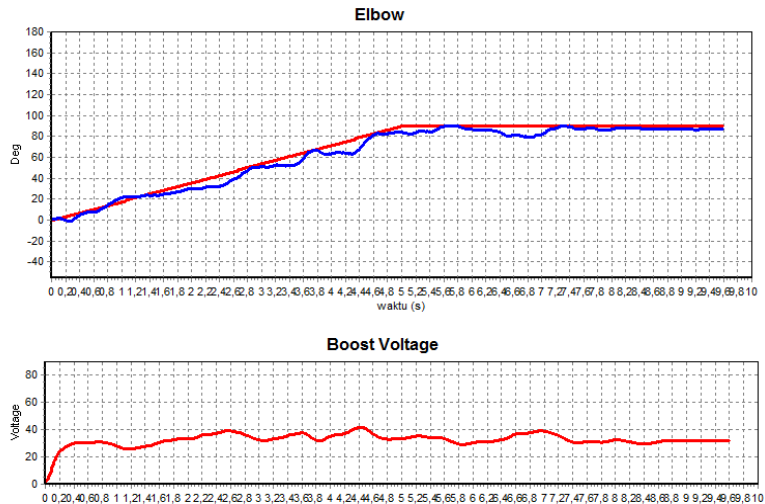
**Gambar 4. 50** Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan *output* stimulator oleh subyek A dengan nilai  $K_p$  1.75,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  4



**Gambar 4. 51** Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan *output* stimulator oleh subyek A dengan nilai  $K_p$  1.75,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  5



**Gambar 4. 52** Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan *output* stimulator oleh subyek A dengan nilai  $K_p$  1.75,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  6



**Gambar 4. 53** Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan *output* stimulator oleh subyek A dengan nilai  $K_p$  1.75,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  7

Pada percobaan ini, dilakukan penggantian konstanta PID dengan perubahan nilai yang konstan. Perubahan nilai ini bertujuan untuk menunjukkan perubahan hasil pembacaan sudut pada *elbow joint*. Nilai konstanta awal yang digunakan serupa dengan subab sebelumnya, yaitu  $K_p$  1.75,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  8 dengan penggantian nilai  $K_p$  terlebih dahulu dan nilai konstanta lain tetap. Ditunjukkan hasil percobaan ini pada gambar 4.38 hingga gambar 4.53,

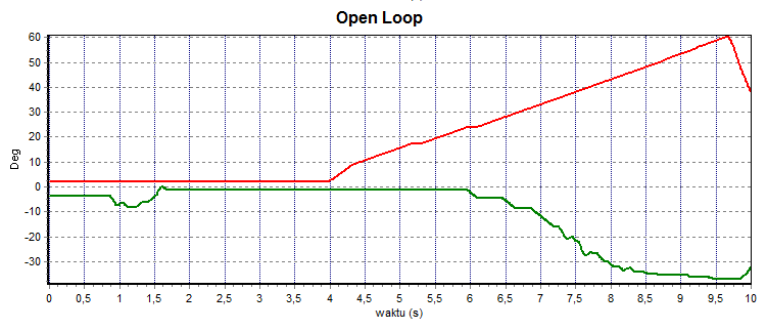
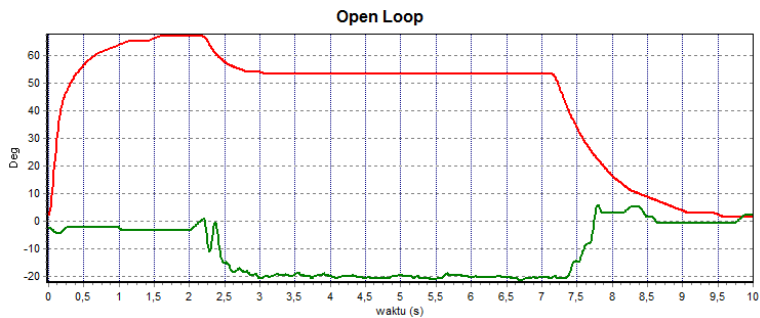
Melalui percobaan ini di dapatkan hasil, dengan semakin kecilnya nilai konstanta  $K_p$  maka perubahan sudut pada *elbow joint* akan menjadi kurang responsif/sensitif sehingga perubahan sudut akan terlalu kecil. Tetapi dengan semakin besarnya nilai  $K_p$  maka perubahan sudut akan semakin besar, sedangkan nilai  $K_p$  yang terlalu besar akan mengakibatkan sistem tidak stabil dan berosilasi. Dengan mengganti konstanta  $K_i$ , akan mempercepat proses perpindahan menuju *setpoint* dan akan menghilangkan *steady-state* yang ada pada kontroler proporsional. Sehingga jika nilai  $K_i$  semakin kecil maka *overshoot* akan semakin kecil, dan sebaliknya jika nilai  $K_i$  semakin besar akan menghasilkan *overshoot* yang semakin besar. Dengan mengganti konstanta  $K_d$  yang berfungsi



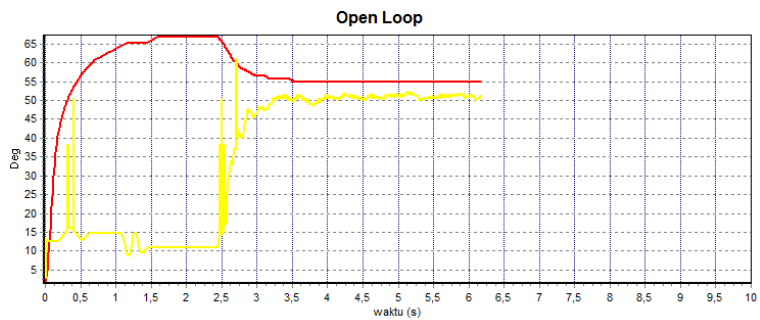
sebagai prediksi perilaku sistem selanjutnya, maka dengan nilai  $K_d$  yang kecil maka osilasi akan semakin besar tetapi dengan nilai  $K_d$  yang semakin besar maka osilasi akan semakin kecil akan semakin landai. Melalui percobaan tersebut, di dapatkan pula nilai  $K_p$   $K_i$  dan  $K_d$  yang paling sesuai untuk subyek A adalah  $K_p$  sebesar 1.75,  $K_i$  sebesar 0.25 dan  $K_d$  sebesar 8.

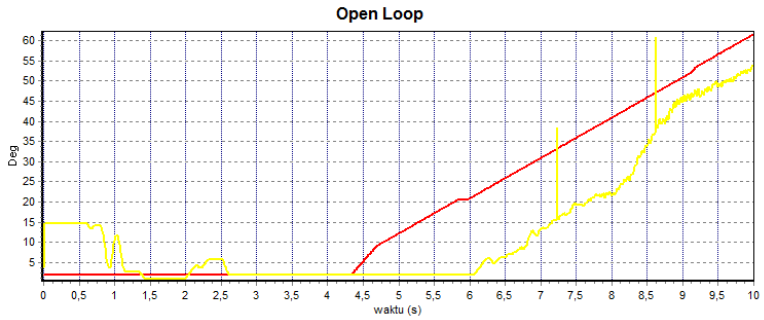
#### **4.3.4 Pengujian *stimulator* dengan konstanta *feedback PID* yang sesuai pada subyek *normal* untuk pergerakan pergelangan tangan**

Pada pengujian ini, dilakukan penggantian konstanta nilai  $K_p$   $K_i$  dan  $K_d$  agar pergerakan sudut dari pergelangan tangan dapat mengikuti pergerakan dari target. Berikut adalah penentuan dari nilai *latency*, *time constant* dan *gain* dari subyek. Pada gambar 4.54 merupakan pergerakan sudut secara radial oleh subyek A, dimana garis berwarna merah adalah tegangan dan garis berwarna hijau adalah pergerakan sudut secara radial. Pada gambar tersebut dapat di lihat bahwa, pergerakan pada sudut radial dimulai pada waktu ke 2.2 detik yang di ikuti pula dengan awal stimuulus oleh tegangan secara *input step* pada waktu ke 2.125 detik sehingga di dapatkan nilai *latency* sebesar 0.075 detik. Untuk perhitungan *time constant*, merupakan waktu ketika 63% dari sudut maksimal yang dapat dicapai oleh sudut radial, yaitu pada waktu 2.45 detik. Sehingga di dapatkan nilai *time constant* sebesar 0.25 detik. Perhitungan *gain*, didapatkan melalui relasi antara *output* yang di hasilkan dengan *input* yang di berikan. Pada gambar ditunjukkan bahwa pada saat diberi tegangan sebesar 25 V, pergerakan pada *radial* dimulai dan pada diberi stimulus sebesar 38 V, pergerakan pada *radial* akan memberikan pergerakan sudut sebesar  $20^0$ . Sehingga di dapatkan nilai *gain* sebesar 1.53. Nilai tersebut didapatkan melalui sudut ketika diberi stimulus 38 V dengan sudut ketika di beri stimulus 25V yang hanya menghasilkan  $0^0$ , lalu di bagi dengan tegangan 38 V yang di kurangi dengan tegangan 25 V ketika stimulus akan memberikan pergerakan sudut.

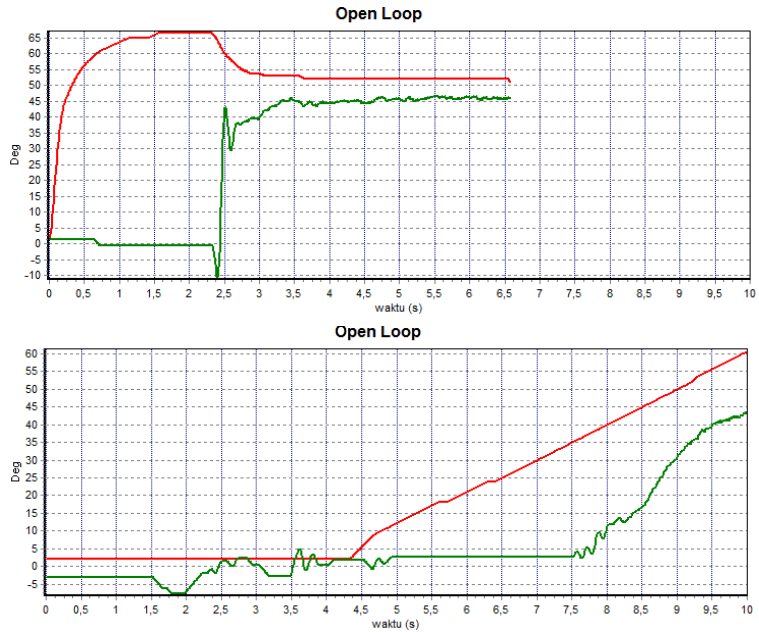


**Gambar 4. 54** *Step Respon* pergerakan sudut *radial* subyek A dan karakteristik *gain* dari subyek A

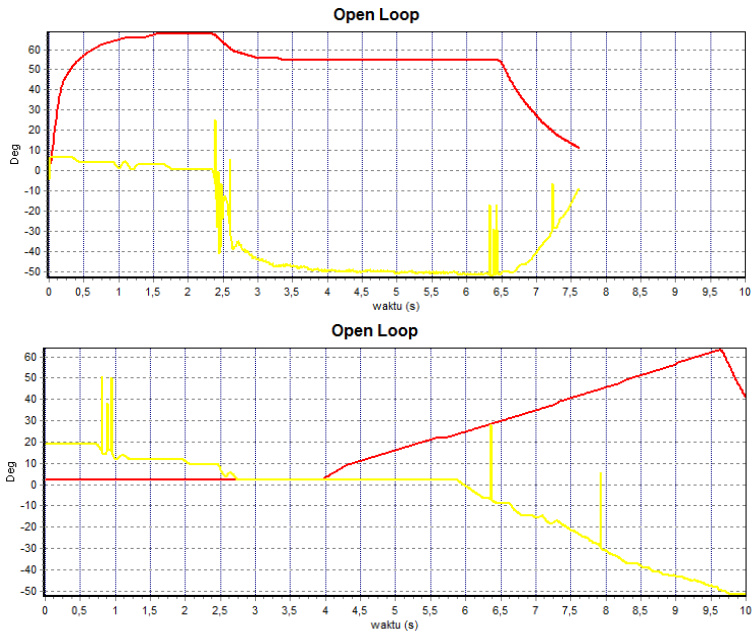




**Gambar 4. 55** *Step Respon* pergerakan sudut *dors* subyek A dan karakteristik *gain* dari subyek A



**Gambar 4. 56** *Step Respon* pergerakan sudut *ulnar* subyek A dan karakteristik *gain* dari subyek A



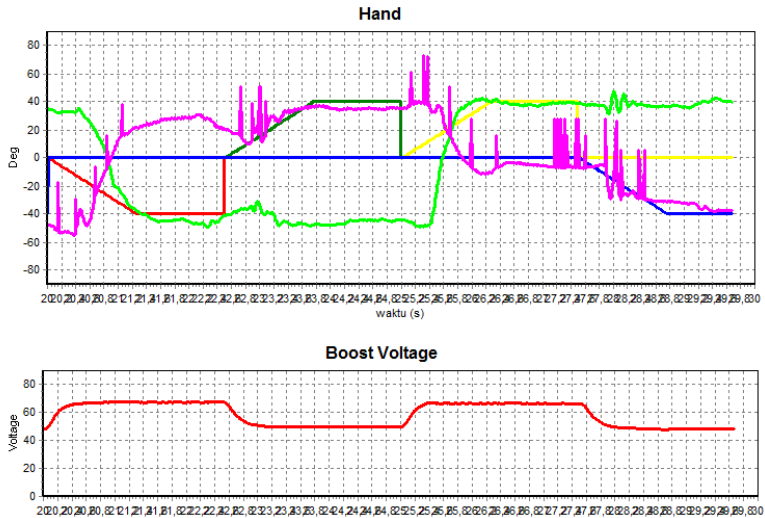
**Gambar 4. 57** Step Respon pergerakan sudut *palmar* subyek A dan karakteristik *gain* dari subyek A

**Tabel 4. 10** Nilai *time constant*, *latency* dan *gain* pergelangan tangan subyek A

	Radial	Dorsi	Ulnar	Palmar
<i>Time Const</i> (s)	0.25	0.17	0.145	0.26
<i>Latency</i> (s)	0.12	0.01	0.02	0.02
<i>Gain</i> (deg/V)	1.53	1.5	1.68	2.5
Volt Min	25	20	35	24

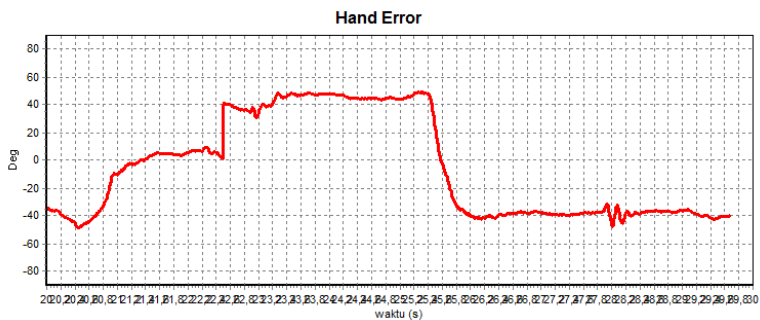
**Tabel 4. 11** Penggunaan konstanta *feedback* PID pergelangan tangan untuk subyek A

Konstanta	Radial	Dorsi	Ulnar	Palmar
Kp	3.08	15.3	7,31	24,02
Ki	0.12	0,9	0.5	0,92
Kd	11.55	7,65	7,31	12,01

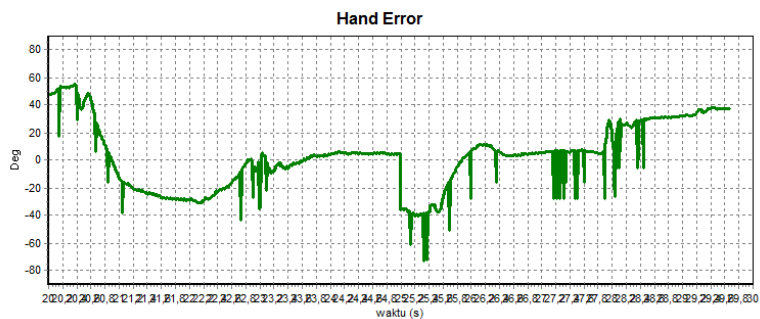


**Gambar 4. 58** Hasil pembacaan sensor pergelangan tangan terhadap target pergelangan tangan, tegangan *output* dan *error* oleh subyek A dengan konstanta sesuai tabel 4.11

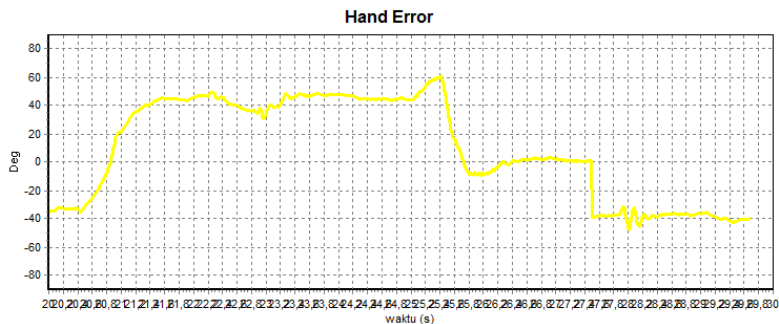
Hasil dari pergerakan sudut pergelangan tangan subyek A dengan konstanta PID yang sesuai tabel 4.11 di tunjukkan pada gambar di atas. Dimana menurut pergerakannya telah sesuai dengan yang di harapkan, yaitu pada periode pertama akan bergerak ke arah *radial*, periode kedua bergerak ke arah *dorsi*, periode ketiga bergerak ke arah *ulnar* dan pada periode terakhir bergerak ke arah *palmar*. Hanya saja hasil pembacaan sensor tersebut tidak sepenuhnya akurat dengan arah target. Hal ini dikarenakan karena subyek A memiliki kondisi tangan yang kurus, sehingga ketika suatu otot di beri stimulus, otot yang lain akan terkena stimulus pula. Sehingga pergerakan dari sensor tidak sepenuhnya murni pergerakan 1 otot. Berikut adalah hasil *error* dari setiap sudut pergerakan. Dimana untuk *error radial* pada gambar 4.59 detik ke 0 hingga detik ke 2.5, *error dorsi* pada gambar 4.60 detik ke 2.5 hingga detik ke 5, *error ulnar* pada gambar 4.61 detik ke 5 hingga ke 7.5 dan *error palmar* pada gambar 4.62 detik ke 7.5 hingga ke 10



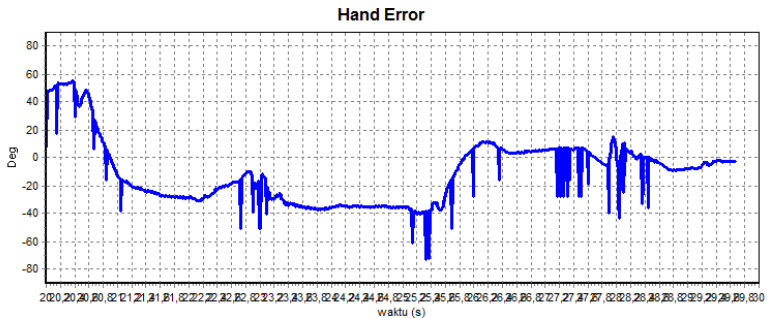
**Gambar 4. 59** Error pergerakan *radial* terhadap subyek A dengan konstanta sesuai tabel 4.11



**Gambar 4. 60** Error pergerakan *dorsi* terhadap subyek A dengan konstanta sesuai tabel 4.11



**Gambar 4. 61** Error pergerakan *ulnar* terhadap subyek A dengan konstanta sesuai tabel 4.11



**Gambar 4. 62** Error pergerakan *palmar* terhadap subyek A dengan konstanta sesuai tabel 4.11

#### 4.3.5 Pengujian *stimulator* dengan konstanta *feedback PID* yang sesuai pada subyek *normal* untuk pergerakan sendi siku

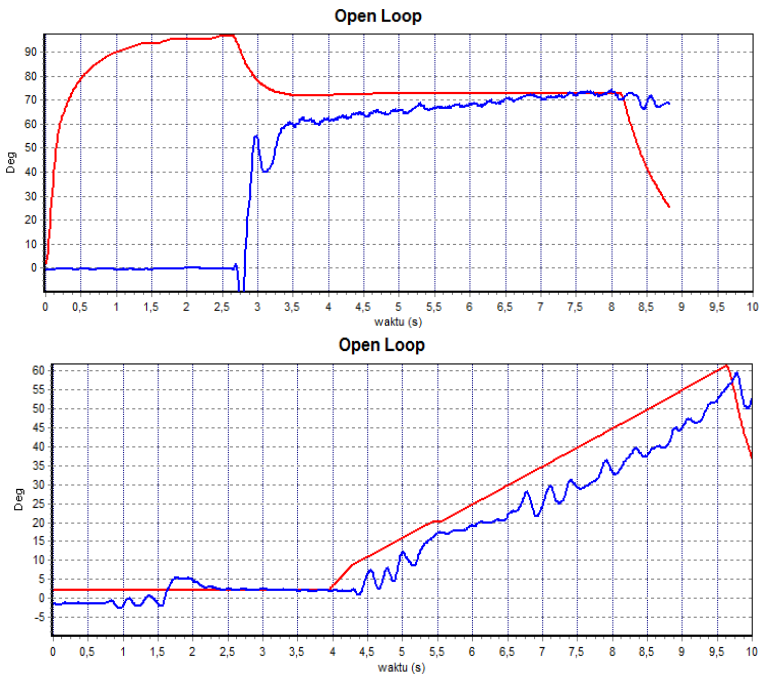
Pada pengujian ini, dilakukan penggantian konstanta nilai  $K_p$ ,  $K_i$  dan  $K_d$  agar pergerakan sudut dari pergelangan tangan dapat mengikuti pergerakan dari target. Melalui hasil percobaan terhadap subyek A dengan *input unit step response* sebesar 70 V, di dapatkan pergerakan seperti pada gambar 4.63. Dimana pergerakan sudut dari sendi siku dimulai pada detik ke 2.65 dan awal pemberian stimulus di berikan pada detik ke 2.6, sehingga di dapatkan nilai *latency* sebesar 0.05 detik. Untuk perhitungan *time constant*, waktu yang di perlukan sensor untuk mencapai 63% dari nilai maksimalnya adalah pada detik ke 2.8, sehingga di dapatkan nilai *time constant* sebesar 0.2. Untuk nilai *gain*, ketika diberi tegangan sebesar 25 V, sendi siku akan terbentuk sudut sebesar  $20^\circ$  dan ketika di beri stimulus sebesar 50 V maka sendi siku akan membentuk sudut sebesar  $40^\circ$ . Sehingga di dapatkan gain sebesar 0.8.

**Tabel 4. 12** Nilai *time constant*, *latency* dan *gain* sendi siku subyek A

	Bicep
<i>Time Const</i> (s)	0.2
<i>Latency</i> (s)	0.05
<i>Gain</i> (deg/V)	0.8
Volt Min	15

**Tabel 4. 13** Penggunaan konstanta *feedback* PID pergelangan tangan untuk subyek A

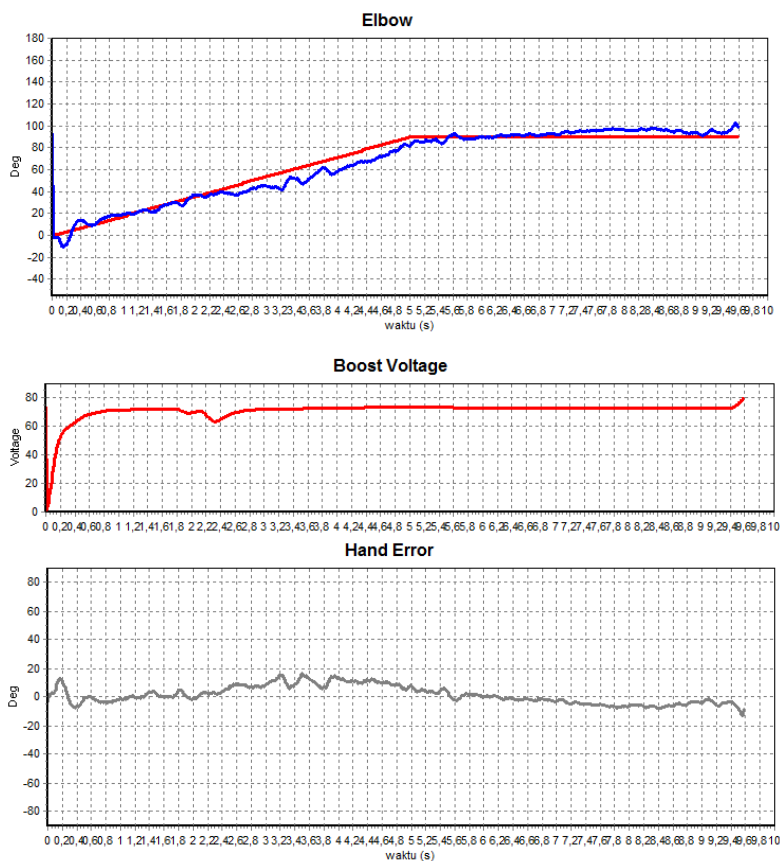
Konstanta	Bicep
Kp	1.092
Ki	0.1
Kd	4.8



**Gambar 4. 63** *Step Respon* pergerakan sudut sendi siku subyek A dan karakteristik *gain* dari subyek A

Dari hasil pembacaan sensor, di dapatkan bahwa pergerakan dari sendi siku mengikuti arah pergerakan dari target yaitu bergerak melalui sudut  $0^0$  hingga  $90^0$  pada periode awal, dan konstan pada  $90^0$  hingga akhir periode.





**Gambar 4. 64** Hasil pembacaan sensor sendi siku terhadap target sendi siku, tegangan *output* dan *error* oleh subyek A dengan konstanta sesuai tabel 4.11

*# Halaman ini sengaja dikosongkan #*

## BAB V

### PENUTUP

#### 5.1 Kesimpulan

Peletakkan posisi elektroda untuk menghantarkan tegangan dari *stimulator* menuju otot sangat berpengaruh terhadap intensitas kontraksi otot yang mempengaruhi sudut pergerakan yang dibentuk. Penempatan elektroda yang paling tepat yaitu pada *flexor carpi ulnaris*, *extensor carpi radialis brevis*, *extensor carpi ulnaris*, *flexor carpi radialis* dan *biceps*. *Electrical stimulator* yang direalisasikan menggunakan kombinasi *non-isolated boost converter*, rangkaian pembangkit pulsa, rangkaian *switching* dan mikrokontroler STM32F103C8T6 menghasilkan perangkat yang berukuran kecil dan mudah untuk di letakkan pada tangan. Berdasarkan hasil pengujian, *electrical stimulator* mampu menghasilkan *output* tegangan sesuai dengan spesifikasi yang di inginkan dan rata-rata stimulasi minimal pada otot *biceps* sebesar 31V dan maksimal sebesar 56.6V, otot *extensor carpi radialis brevis* minimal sebesar 36V dan maksimal sebesar 51.6V, otot *extensor carpi ulnaris* minimal sebesar 35V dan maksimal sebesar 59V, otot *flexor carpi ulnaris* minimal sebesar 31.6V dan maksimal sebesar 50V dan otot *flexor carpi radialis* minimal sebesar 36.6V dan maksimal sebesar 60V dari 3 subyek normal. Kondisi *fatigue* atau kelelahan otot akan mempengaruhi hasil dari kontraksi otot. Sehingga dengan adanya keadaan ini, kekuatan otot berkontraksi akan turun dan menyebabkan kesalahan dalam akuisisi data. Perubahan nilai konstanta PID Kp, Ki dan Kd *feedback* PID untuk menggerakkan pergelangan tangan dan sendi siku mempengaruhi perubahan sudut yang di bentuk oleh pergelangan tangan dan sendi siku. Melalui keseluruhan pengujian sistem dengan menggunakan nilai konstanta *radial* Kp sebesar 1.102, Ki sebesar 0.158 dan Kd sebesar 4.431, konstanta *dorsi* Kp sebesar 1.705, Ki sebesar 0.189 dan Kd sebesar 8.1, konstanta *ulnar* Kp sebesar 1.542, Ki sebesar 0.3214 dan Kd sebesar 5.785, konstanta *palmar* Kp sebesar 1.787, Ki sebesar 0.119 dan Kd sebesar 7.15, konstanta *elbowjoint* Kp sebesar 1.5, Ki sebesar 0.2 dan Kd sebesar 8 dengan tegangan minimal *elbowjoint* 30V dan maksimal 50 V, tegangan minimal *radial* 35V, tegangan minimal *dorsi* 30V, tegangan minimal *ulnar* 28V dan tegangan minimal *palmar* 35V mampu memberikan perubahan sudut 90° pada *elbowjoint*, perubahan sudut rata-rata *radial* 19°, perubahan sudut rata-rata *dorsi* 53°, perubahan sudut rata-rata *ulnar* 44° dan

perubahan sudut rata-rata *palmar*  $40^0$ . Nilai konstanta  $K_p$ ,  $K_i$  dan  $K_d$  untuk pergerakan pergelangan tangan dan sendi siku yang sesuai terhadap target dapat tercapai dengan mencari nilai konstanta dengan metode *open loop* terlebih dahulu.

## 5.2 Saran

Pada penelitian selanjutnya, diharapkan sistem akan dikembangkan kembali dan dilakukan pengembangan untuk merubah *feedback PID* menjadi *adaptive fuzzy*. Sehingga dapat membandingkan hasil antara kedua *feedback*. Selain itu, untuk pengembangan dari *feedback PID* dapat digunakan *adaptive PID* untuk mendapatkan nilai konstanta PID yang sesuai terhadap berbagai subyek. Dengan dilakukan pengembangan ini, diharapkan FES dapat dikembangkan kembali dan kekurangan saat ini dapat diperbaiki agar dapat berguna bagi masyarakat.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1]. \_\_\_\_ “Stroke Recovery” <URL: <http://baromedical.ca/medical-stroke-recovery.php>>, Baromedical, 1999
- [2]. Fauzan Arrofiqi, “Pengembangan Perangkat *Wearable* untuk Pengukuran Gerakan Manusia dan Rehabilitasi Kemampuan Berjalan Menggunakan *Functional Electrical Stimulation System*” Tesis, 2015
- [3]. P Taylor.. “Upper Limb Electrical Stimulation Exercises”, Salisbury FES, Janurai 2002
- [4]. Balbinot, A., Junior, A. S. dan Favieriro, G. W. , “Decoding Arm Movements by Myoelectric Signal and Artificial Neural Network”, *Intelligent Control and Automotion*, 2013, 4, 87-93 doi:10.4236/ica.2013.41012
- [5]. \_\_\_\_ “Wrist Movement”<URL: <https://thesandtrap.com/forums/topic/67454-flat-left-wrist-and-its-position-at-impact/>>, Juni, 2013
- [6]. \_\_\_\_ “Biceps Muscle”<URL: <http://www.johnthebodyman.com/arms/biceps-muscles/>>, Mei, 2014
- [7]. \_\_\_\_ “PID Controller”<URL: [https://en.wikipedia.org/wiki/PID\\_controller](https://en.wikipedia.org/wiki/PID_controller)>, Mei, 2016
- [8]. \_\_\_\_ “ GY-61 ADXL335 3-axis Analog Output Accelerometer Module Angular Sensor”<URL: <http://eshinede.com/content/?518.html#.V0S4yeRRK3Y>>, eshinede, 2013
- [9]. Lynch, C. L., Popovic, M. R., & Rushton, D. “*Functional Electrical Stimulation*”, *IEEE Control Systems*, vol. 28, pp.40-50, Maret, 2008
- [10]. Sheffler, L. R., & Chae, J. (2007). “Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation”, *Muscle & nerve*, 35(5):562-590.
- [11]. Watanabe, T., et al. “An Approach to a Muscle Model with a Stimulus Frequency-Force Relationship for FES Applications”. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 7, No. 1, Maret, 1999
- [12]. Kurosawa, K., et al. “Joint Angle Control by FES Using a *Feedback Error Learning* Controller”. *IEEE Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions*, vol. 13, no.3, pp.359-371, September, 2005

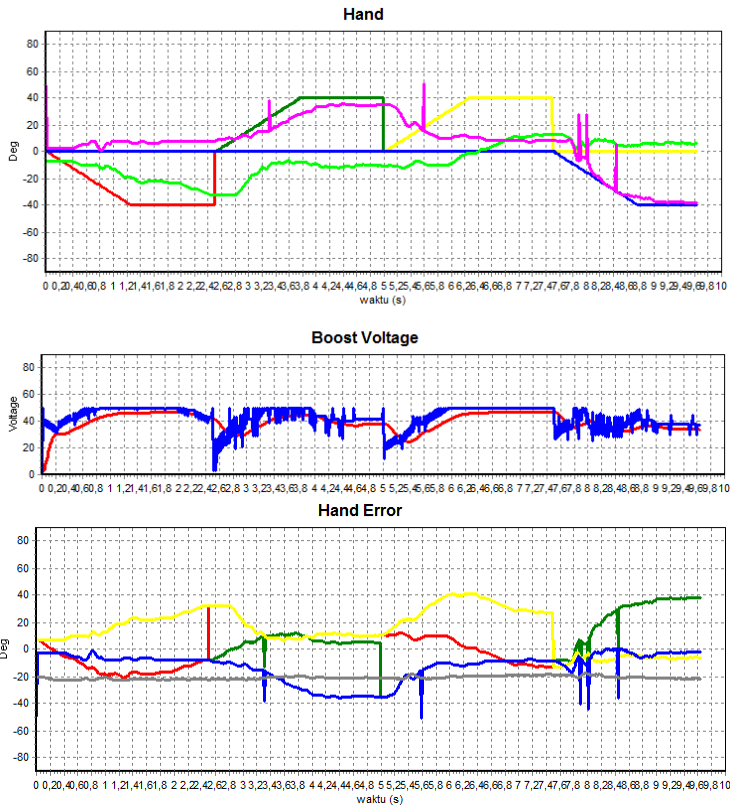
- [13]. Watanabe, T., Fukushima, K. “An Approach to Applying *Feedback Error* Learning for Funtional Electrical Stimulation Controller: Computer Simulation Tests Wrist Join Control”. Proc of 8th Vienna International Workshop on FES, pp.138-141, Vienna, September, 2004

## LAMPIRAN A

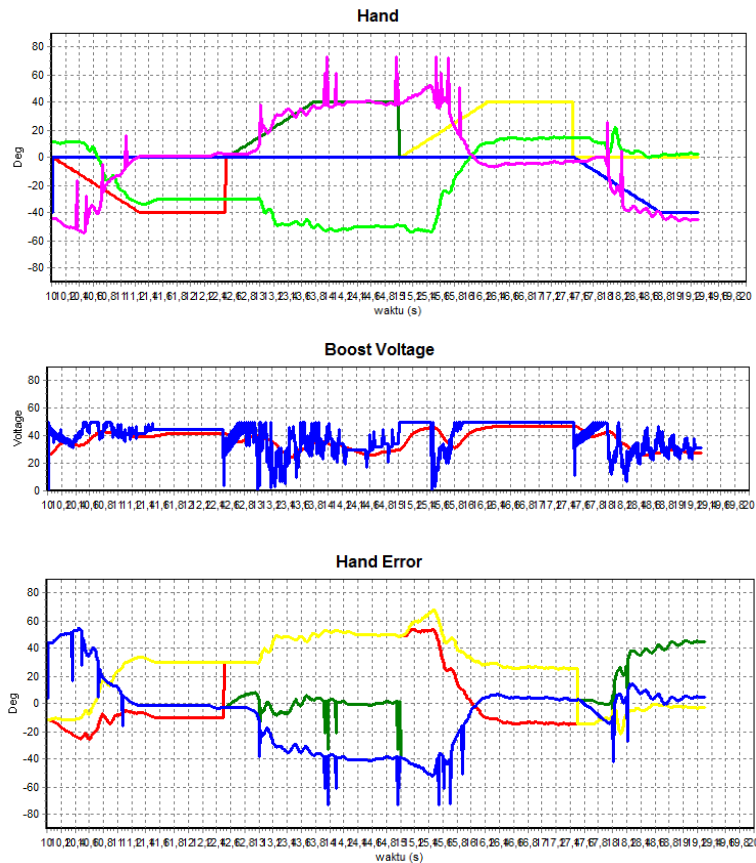
Pengujian pergelangan tangan dengan nilai konstanta yang tetap terhadap beberapa subyek

Konstanta	Radial	Dorsi	Ulnar	Palmar
Kp	1.181	2.364	1.334	1.822
Ki	0.168	0.262	0.222	0.121
Kd	4.725	11.232	5	7.29
Volt Min	35	30	28	35

Hasil pembacaan sensor terhadap target pergelangan tangan, tegangan stimulator dan error oleh subyek H

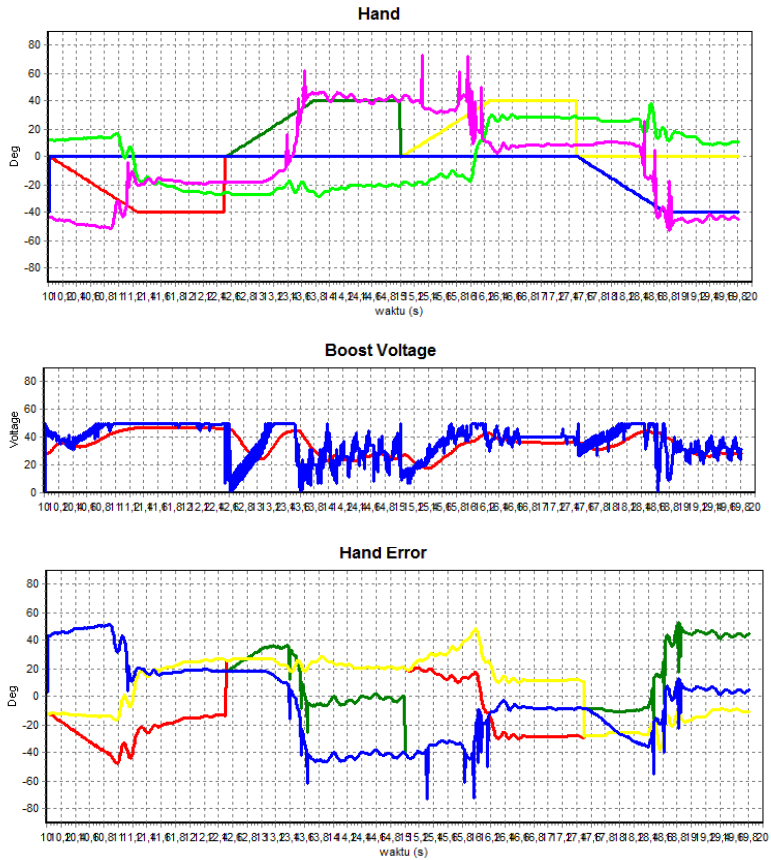


Hasil pembacaan sensor terhadap target pergelangan tangan, tegangan stimulator dan error oleh subyek I

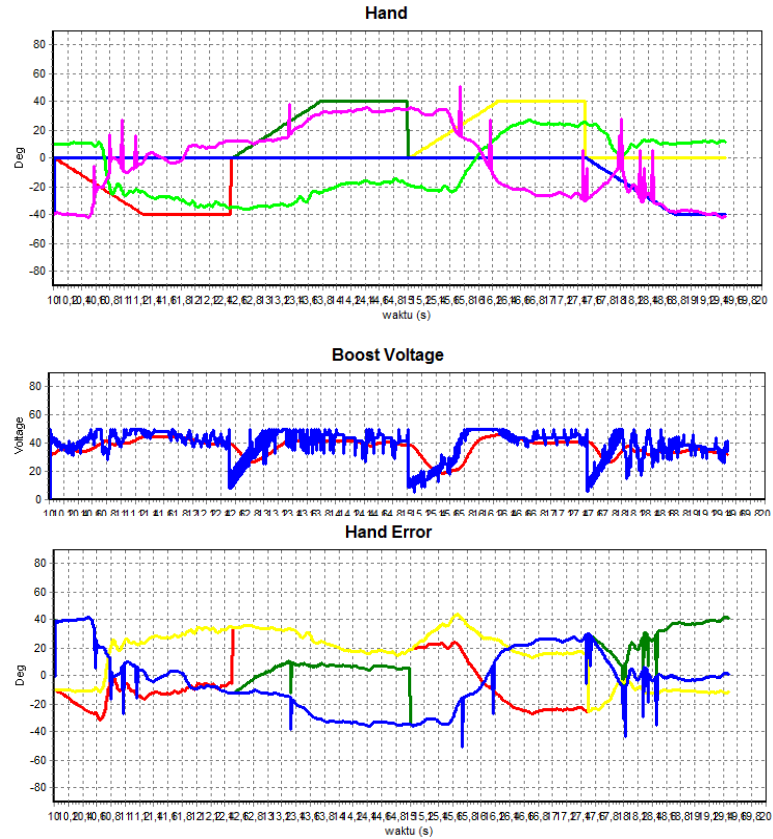




Hasil pembacaan sensor terhadap target pergelangan tangan, tegangan stimulator dan error oleh subyek J



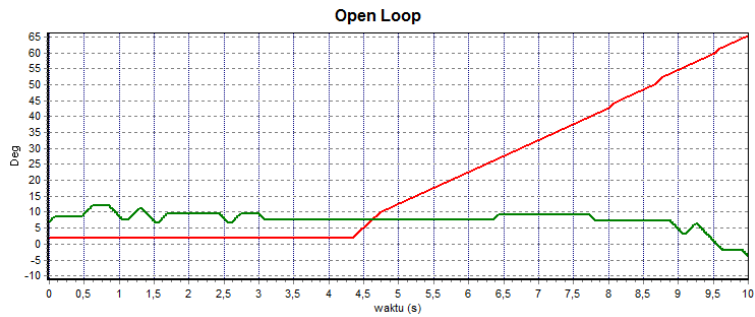
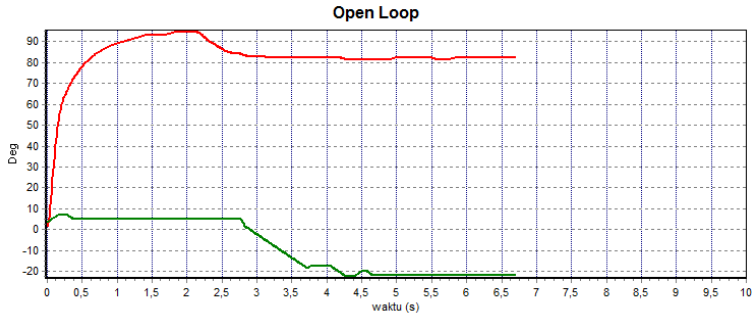
Hasil pembacaan sensor terhadap target pergelangan tangan, tegangan stimulator dan error oleh subyek K



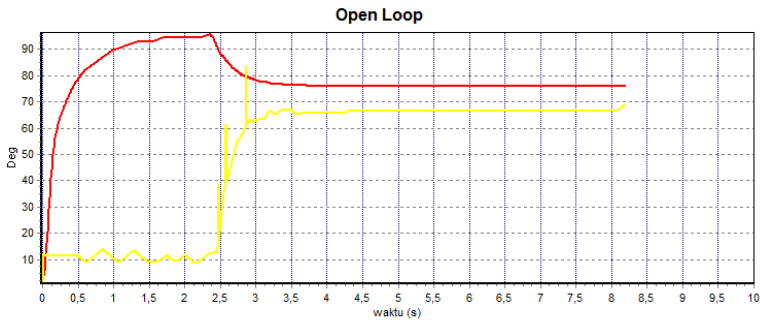
## LAMPIRAN B

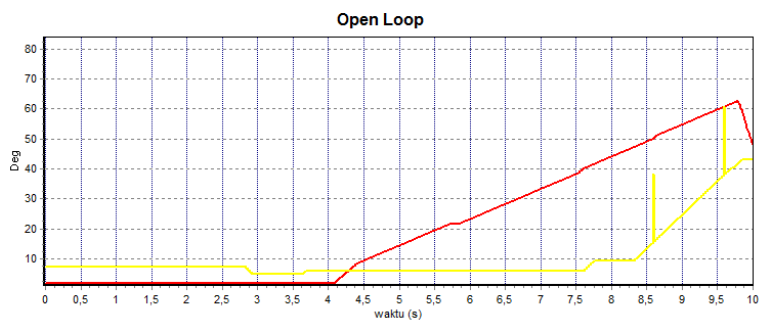
Pengujian pergelangan tangan dengan nilai konstanta yang sesuai terhadap subyek D

*Radial*

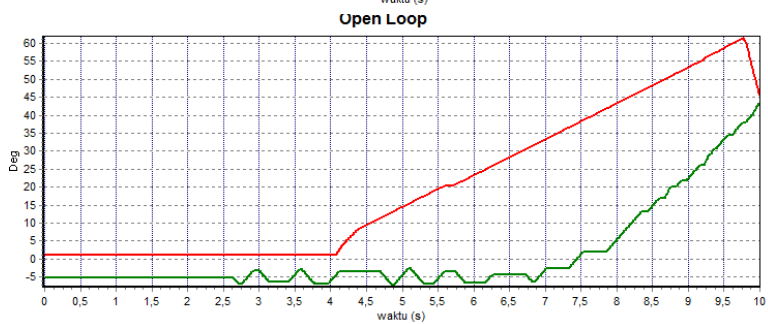
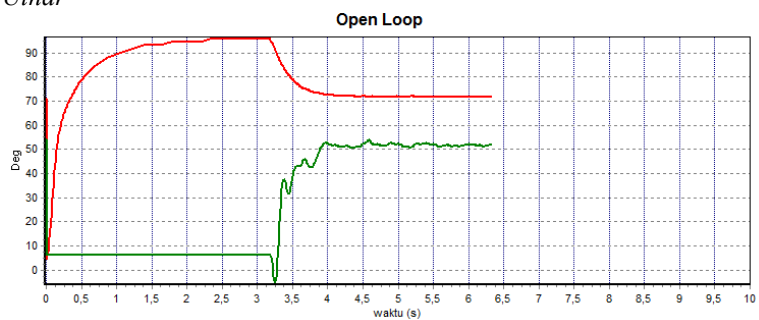


*Dorsi*

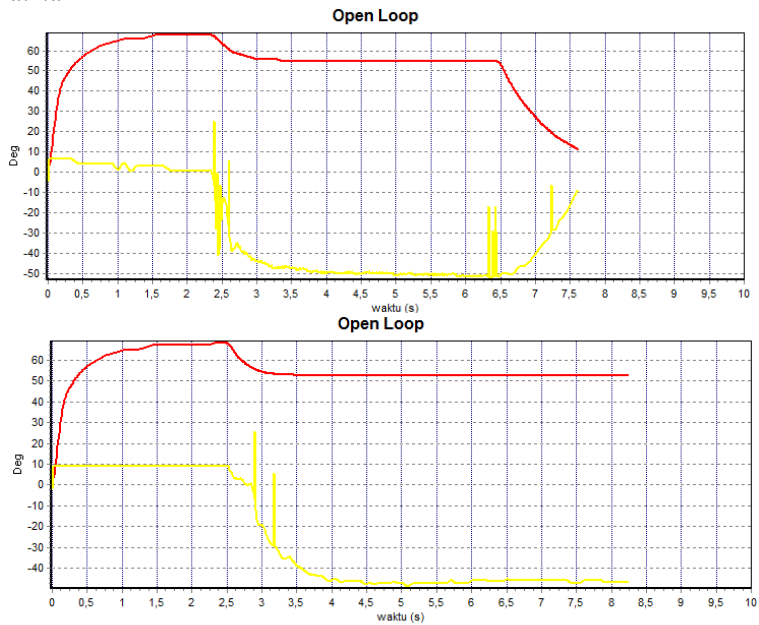




*Ulnar*

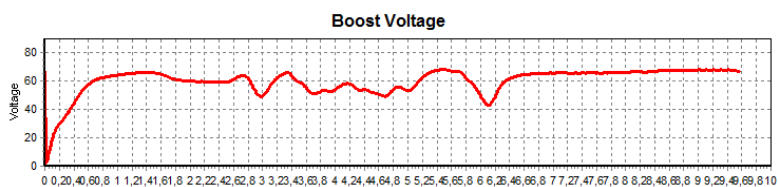
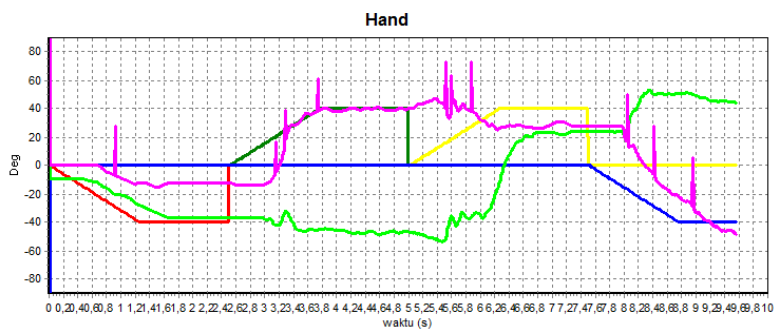


Palmar



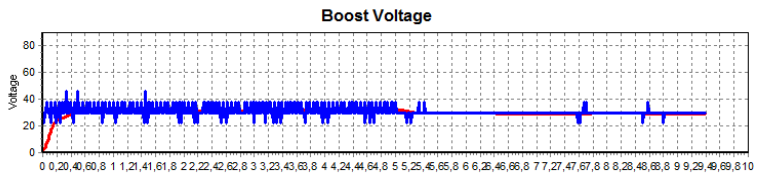
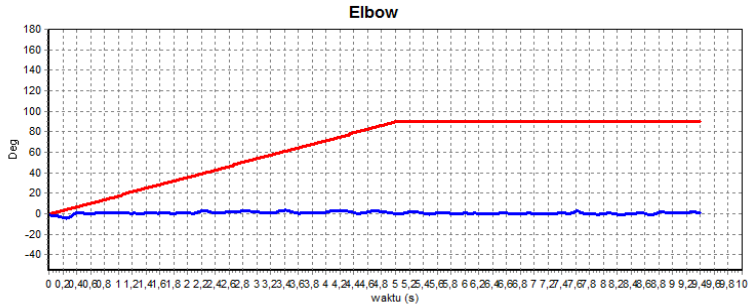
	Radial	Dorsi	Ulnar	Palmar
<i>Time Const (s)</i>	0.74	0.19	0.17	0.65
<i>Latency (s)</i>	0.08	0.04	0.05	0.01
<i>Gain (deg/V)</i>	0.66	3	2.07	2.22
Volt Min	50	45	38	43

Konstanta	Radial	Dorsi	Ulnar	Palmar
Kp	1.8	2.364	1.8	1.8
Ki	0.228	0.262	0.22	0.12
Kd	6.725	11.232	6	7.29
Volt Min	35-60	30-50	28-60	35-50

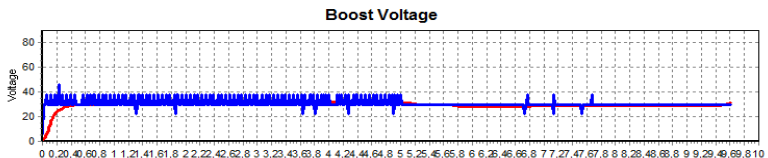
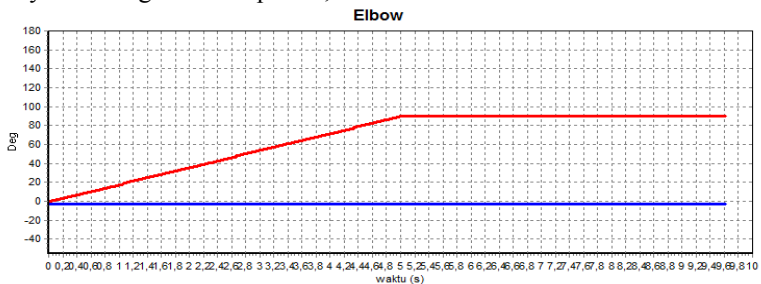


## LAMPIRAN C

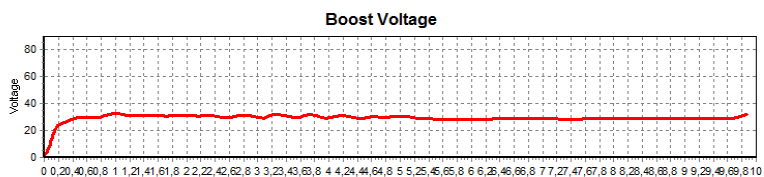
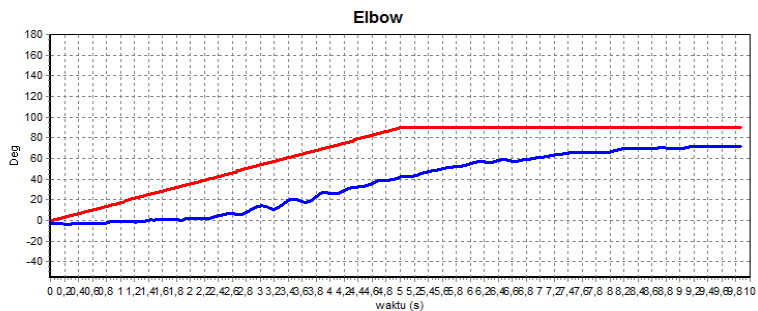
Pengujian *elbow joint* dengan nilai konstanta yang berubah terhadap subyek D



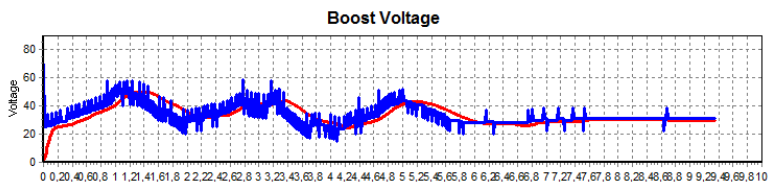
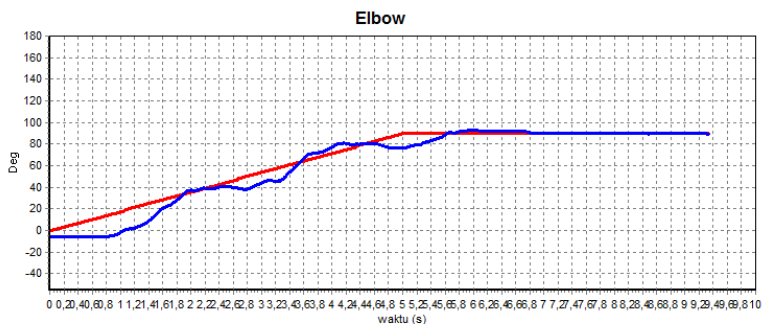
Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek D dengan nilai  $K_p$  0.25,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  8



Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek D dengan nilai  $K_p$  0.5,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  8

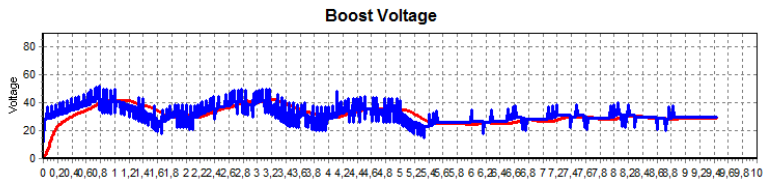
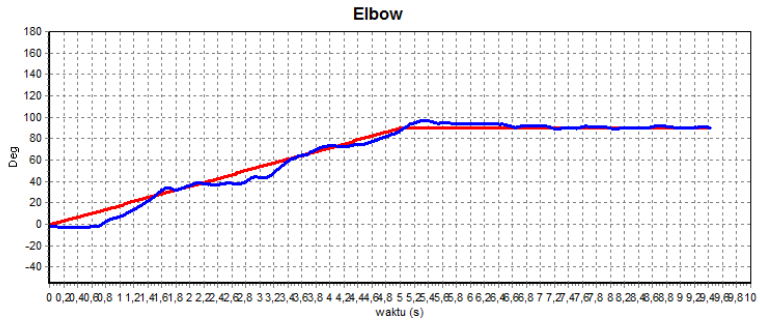


Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek D dengan nilai  $K_p$  0.75,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  8

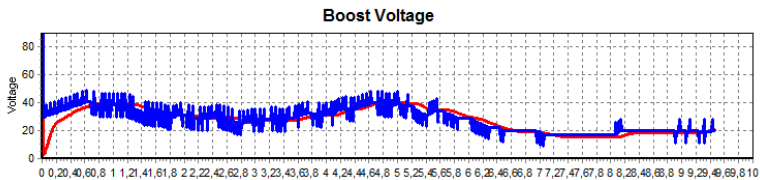
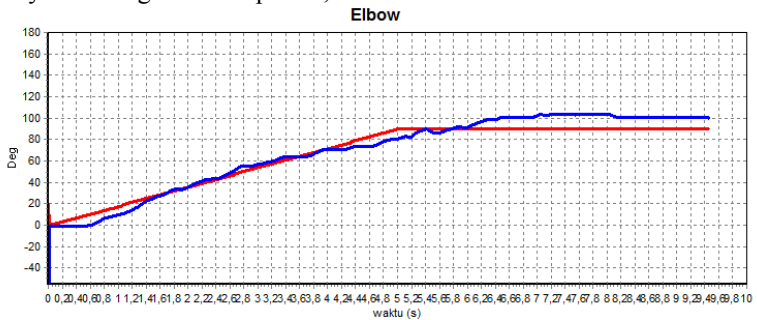


Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek D dengan nilai  $K_p$  1,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  8

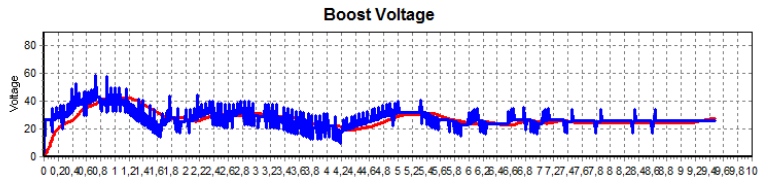
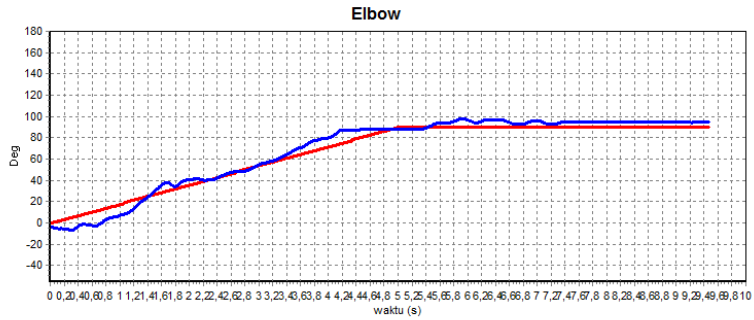




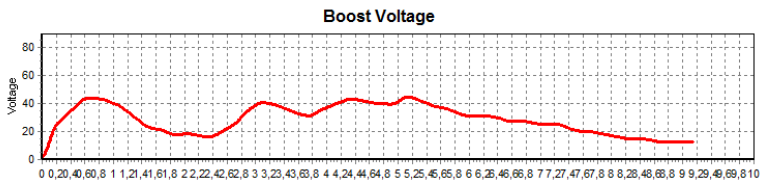
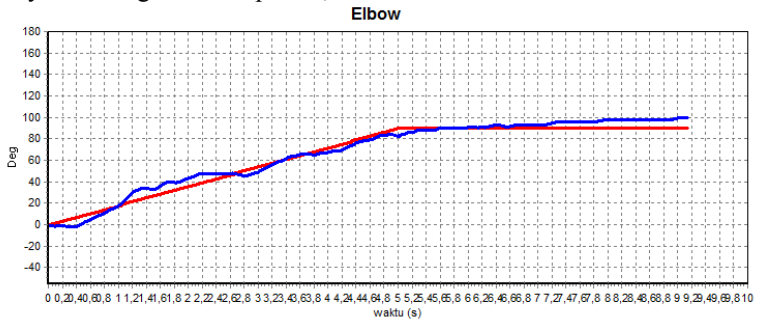
Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek D dengan nilai  $K_p$  1.25,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  8



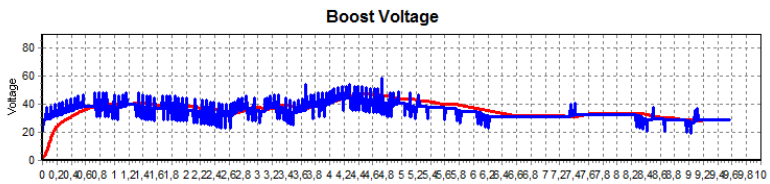
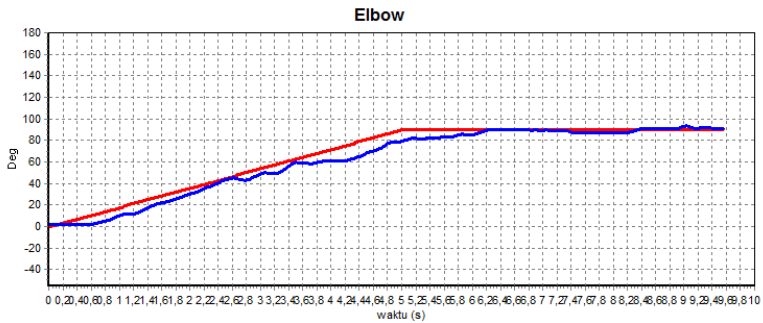
Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek D dengan nilai  $K_p$  1.5,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  8



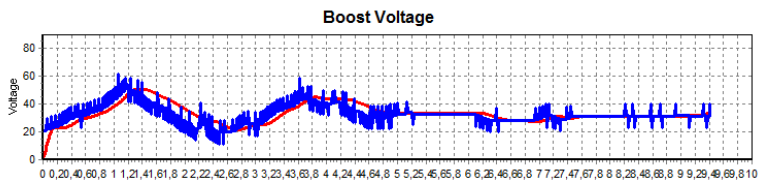
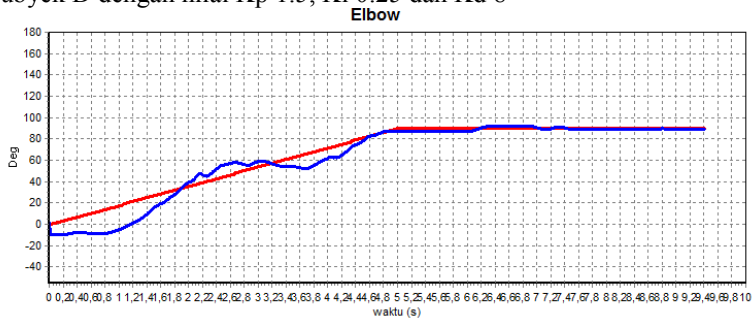
Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek D dengan nilai  $K_p$  1.75,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  8



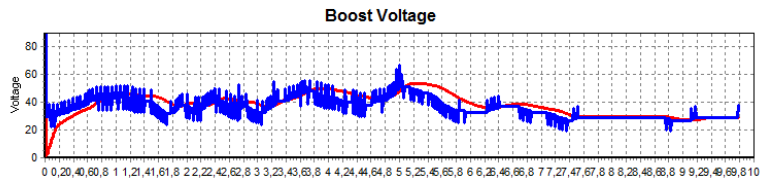
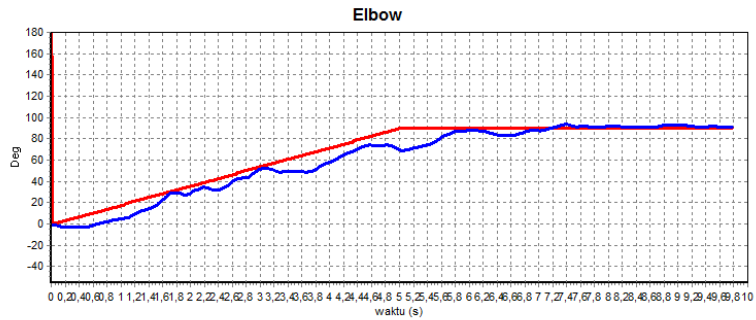
Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek D dengan nilai  $K_p$  2,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  8



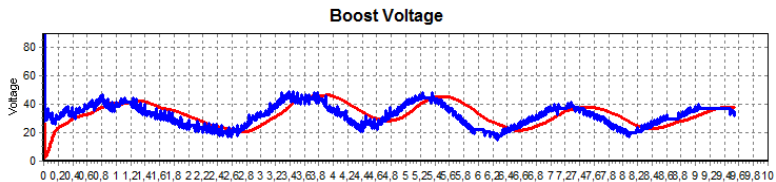
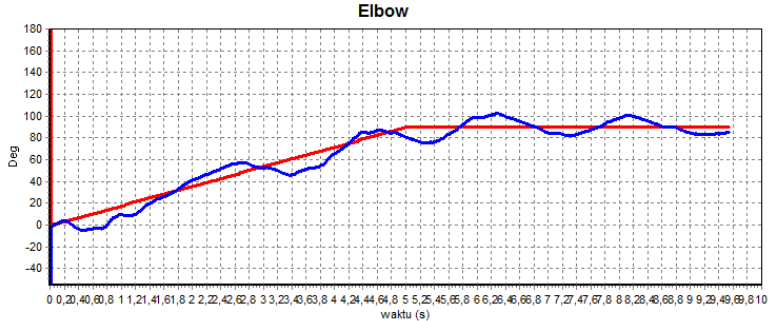
Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek D dengan nilai  $K_p$  1.5,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  8



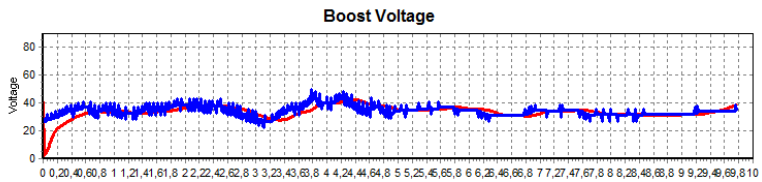
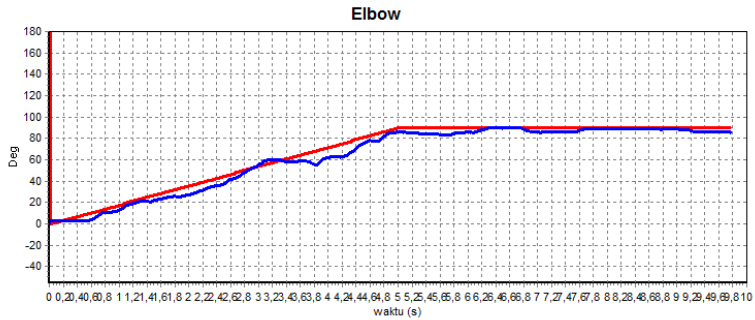
Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek D dengan nilai  $K_p$  1.5,  $K_i$  0.5 dan  $K_d$  8



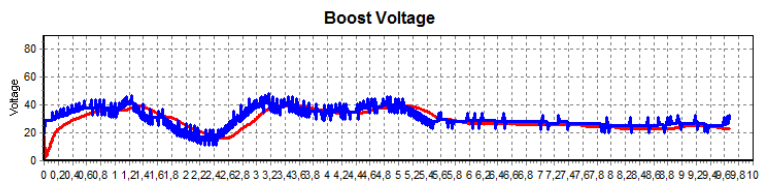
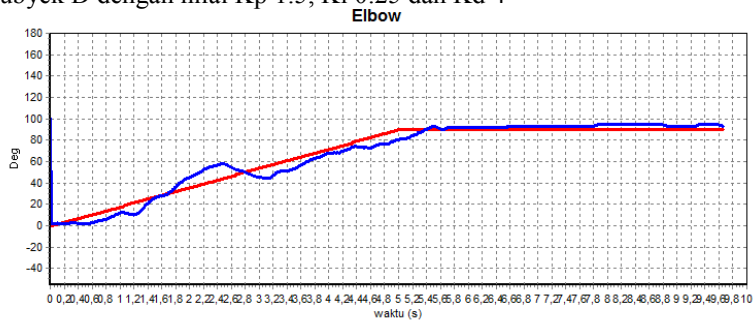
Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek D dengan nilai  $K_p$  1.5,  $K_i$  0.75 dan  $K_d$  8



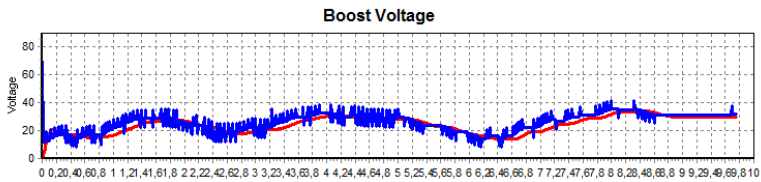
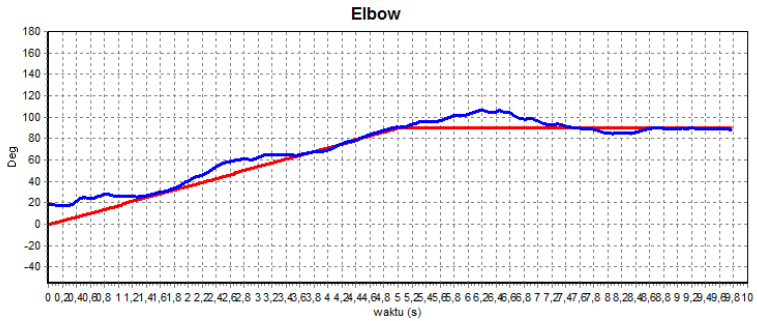
Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek D dengan nilai  $K_p$  1.5,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  3



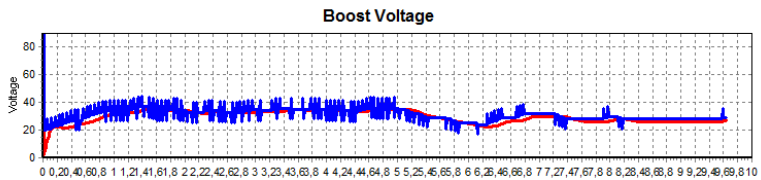
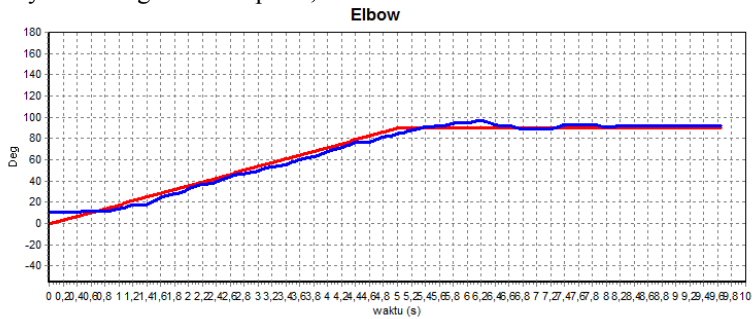
Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek D dengan nilai  $K_p$  1.5,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  4



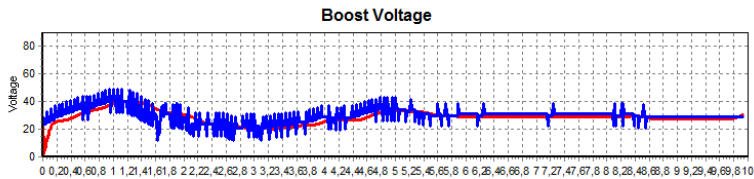
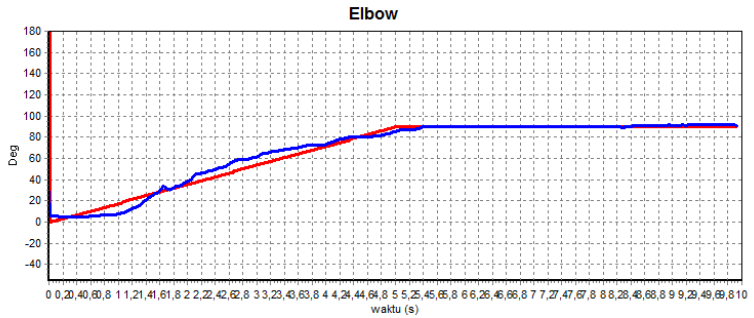
Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek D dengan nilai  $K_p$  1.5,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  5



Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek D dengan nilai  $K_p$  1.5,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  6



Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek D dengan nilai  $K_p$  1.75,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  7



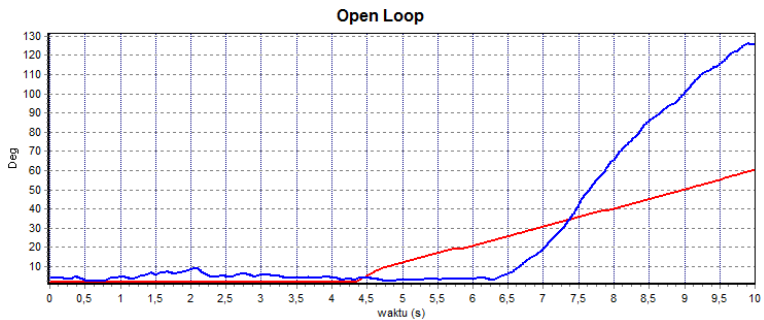
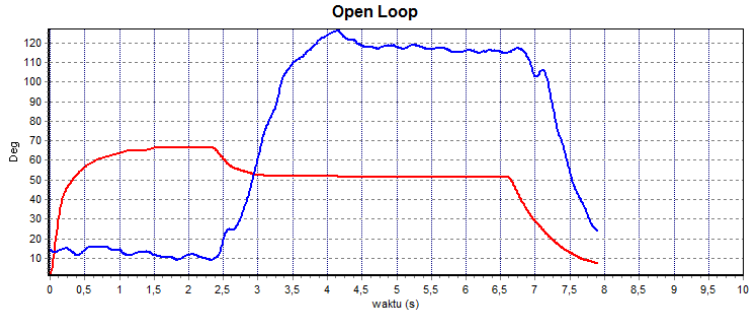
Sudut *elbow joint* terhadap tegangan target dan output stimulator oleh subyek D dengan nilai  $K_p$  1.75,  $K_i$  0.25 dan  $K_d$  8

*# Halaman ini sengaja dikosongkan #*



## LAMPIRAN D

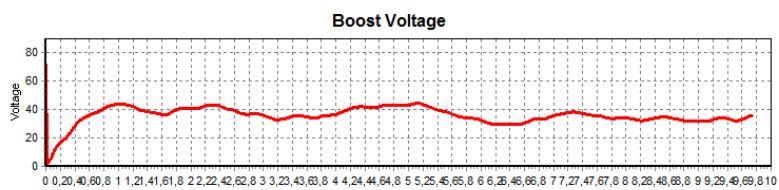
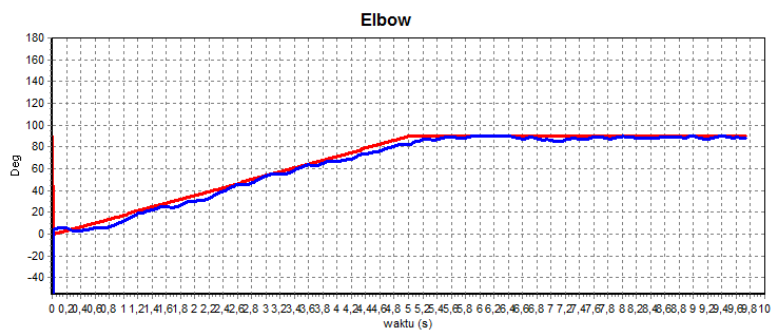
Pengujian sendi siku dengan nilai konstanta yang sesuai terhadap subyek D



Penentuan nilai *time constant*, *latency* dan *gain*

	Bicep
<i>Time Const</i> (s)	0.66
<i>Latency</i> (s)	0.06
<i>Gain</i> (deg/V)	3.5
Volt Min	25

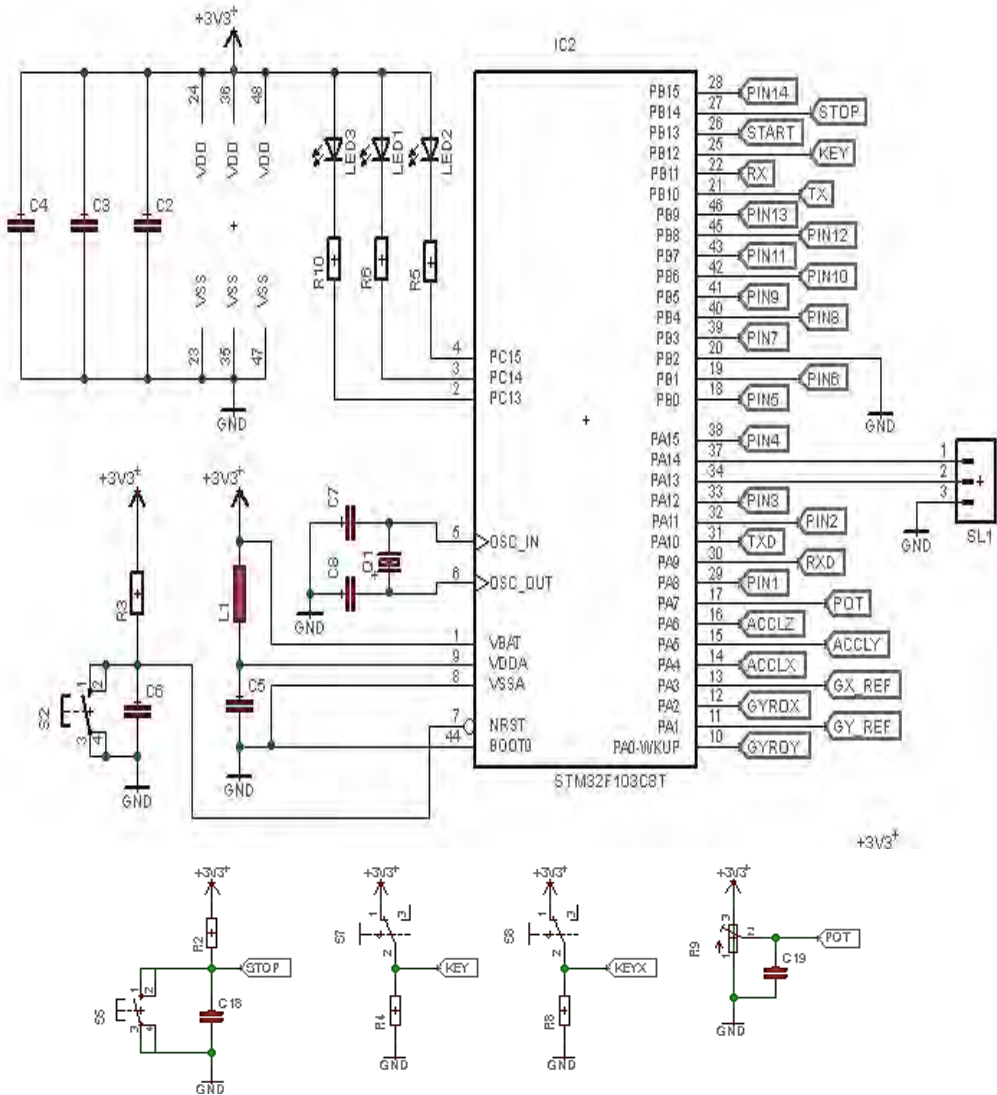
Konstanta	Bicep
Kp	23.1
Ki	35
Kd	69.3



Hasil pergerakan sendi siku pada subyek D

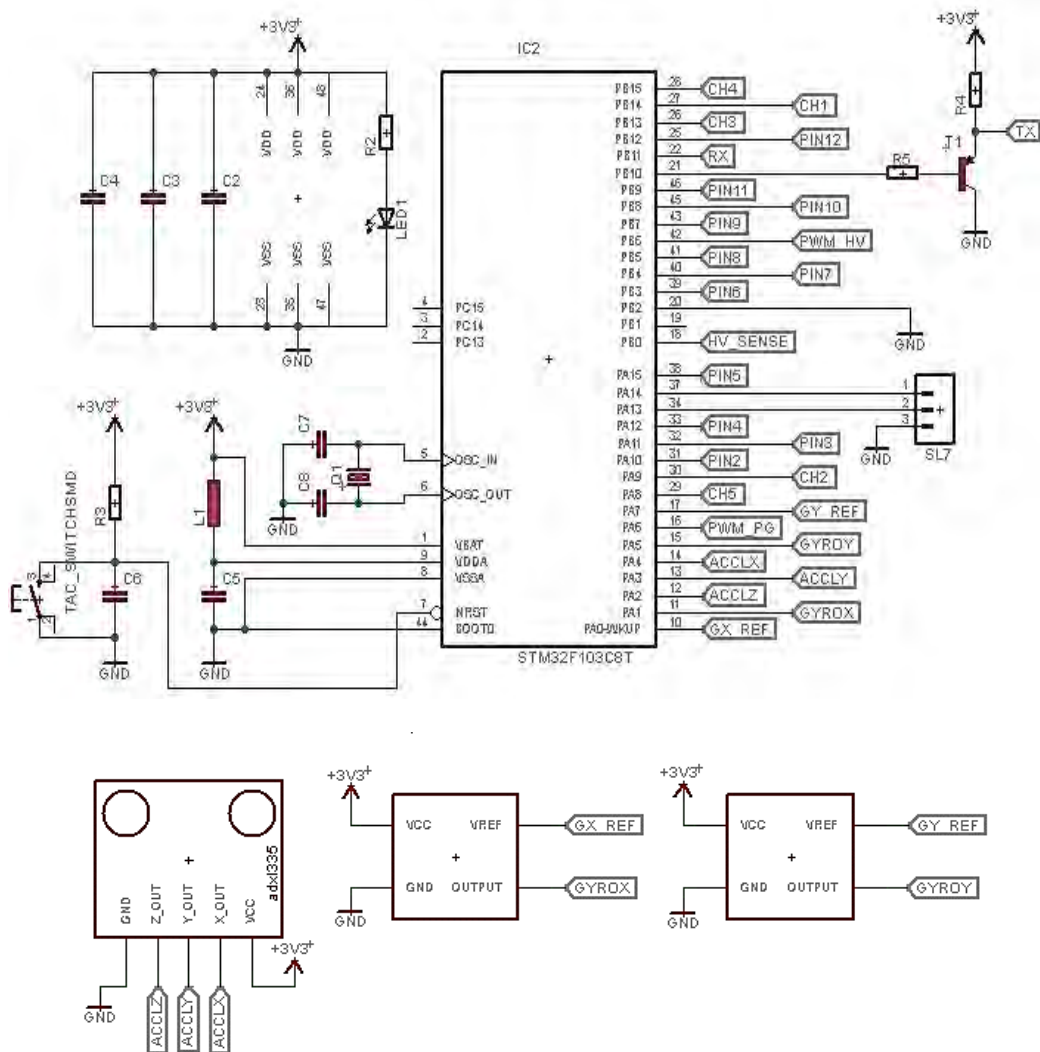
## LAMPIRAN E

### Rangkaian Master

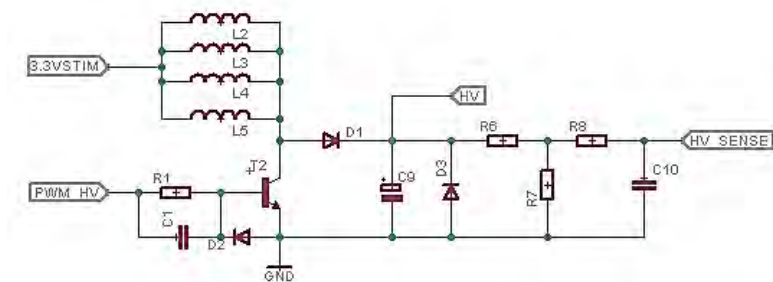




## LAMPIRAN F

Rangkaian *Slave I*



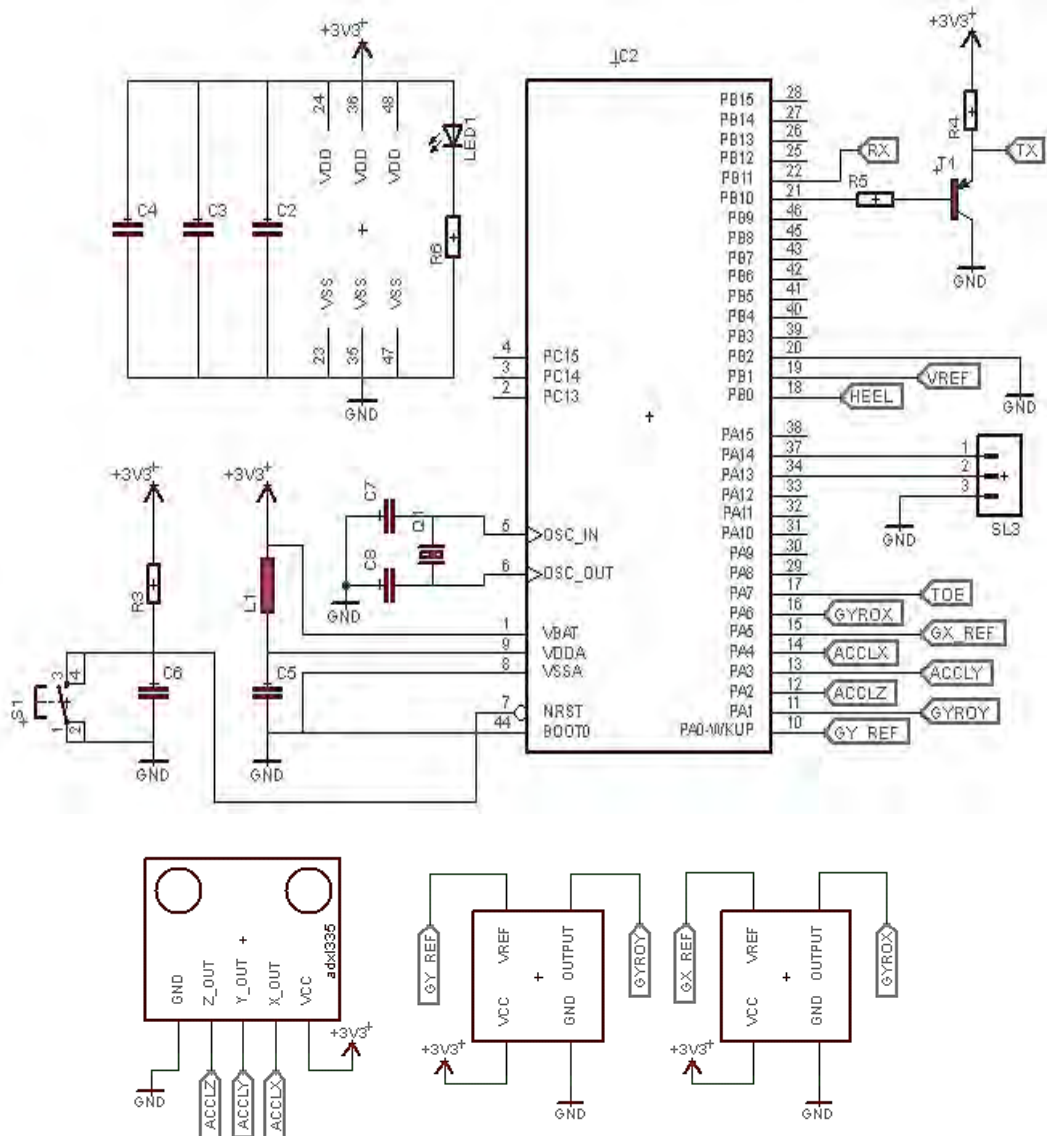


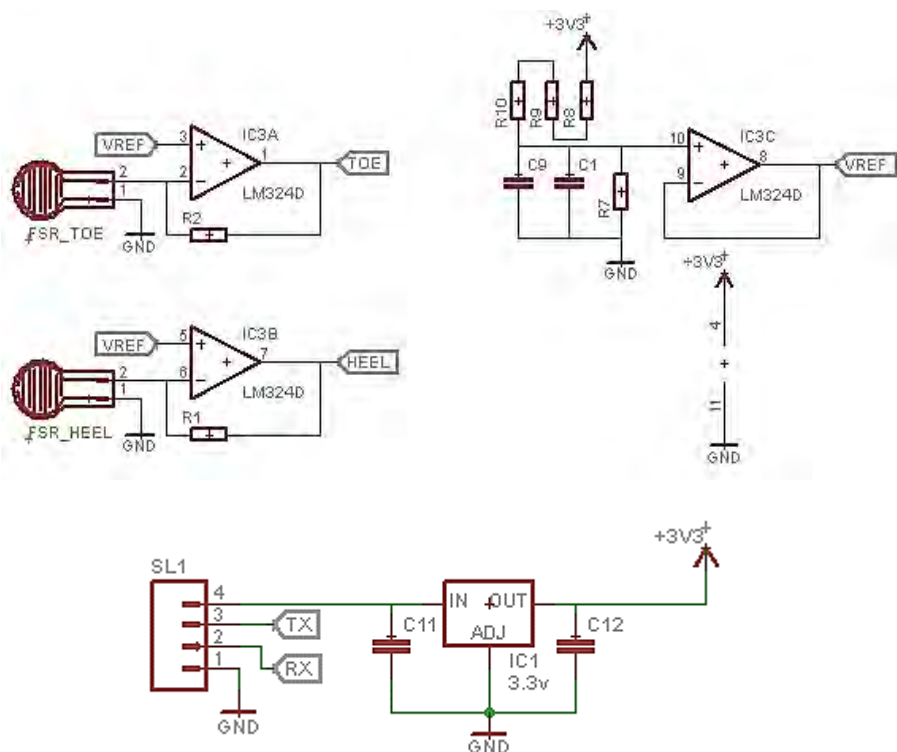
*# Halaman ini sengaja dikosongkan #*



## LAMPIRAN G

### Rangkaian *Slave2*





## BIODATA PENULIS



Penulis dilahirkan di Malang pada tanggal 7 Agustus 1994. Sebagai anak pertama dari dua bersaudara. Penulis mengawali kegiatan pendidikan formal di SDK Santa Maria Malang, yang kemudian dilanjutkan di SMPK Santa Maria 2 Malang, kemudian melanjutkan sekolah menengah atas di SMAK St. Albertus, Malang. Pada tahun 2012, penulis di terima di jurusan Teknik Elektro ITS dan mengambil bidang studi Elektronika Biomedik. Selama menjalani dunia perkuliahan penulis aktif dalam mengikuti berbagai kegiatan universitas. Salah satunya, penulis juga turut berpartisipasi sebagai asisten praktikum selama 1,5 tahun.

Email : [erwin12@mhs.ee.its.ac.id](mailto:erwin12@mhs.ee.its.ac.id) / [erwin.sw12@gmail.com](mailto:erwin.sw12@gmail.com)